

Aus dem Institut für medizinisch-biologische Statistik
der Universität Marburg/Lahn
Direktor: Prof. Dr. rer. nat. P. Ihm

Der Druckstoß, ein Mechanismus bei der Entstehung der Herztöne

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Humanbiologie der Philipps-Universität Marburg
Fachbereich Humanmedizin

vorgelegt von
Wilhelm Schindler
aus Bukarest

Marburg/Lahn 1977

Aus dem Institut für medizinisch-biologische Statistik
der Universität Marburg/Lahn
Direktor: Prof. Dr. rer. nat. P. Ihm

**Der Druckstoß,
ein Mechanismus bei der Entstehung
der Herztöne**

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Humanbiologie der Philipps-Universität Marburg
Fachbereich Humanmedizin

vorgelegt von
Wilhelm Schindler
aus Bukarest

Marburg/Lahn 1977

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin der

Universität Marburg am : 14. Juli 1977

Direktor : Prof. Dr. med. H. Oepen (Dekan)

Referent : Prof. Dr. rer. nat. P. Ihm

Correferent : Prof. Dr. med. J. Dudeck



DER DRUCKSTOSS, EIN MECHANISMUS

BEI DER ENTSTEHUNG DER HERZTÖNE



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Vorwort

Die Schwierigkeiten, die ein Nichtmediziner im Rahmen der Medizin zu bewältigen hat, waren der Anlass zu meinem Aufbaustudium der Humanbiologie.

Das Thema zu der vorliegenden Arbeit ergab sich einerseits aus meiner Tätigkeit an dem Institut für Medizinische Statistik und Dokumentation der Universität Giessen (Arbeitsgruppe für Phonokardiographie), andererseits aus der langjährig gesammelten Erfahrung auf dem Gebiet der Hydrodynamik.

Aus den aufschlussreichen Gesprächen mit Medizinern und Hydraulikern ergaben sich schliesslich die Abgrenzungen und die Möglichkeiten für die Klärung eines solchen komplexen Problems wie das der Entstehung der Herztöne.

Auf diesem Wege möchte ich dem Institutsleiter Prof.Dr.J.Dudeck für die Arbeitsmöglichkeiten danken.

Weiterhin habe ich Herrn Prof.Dr.G.Arnold (Universität Düsseldorf) für seine Hilfe bei den Tierexperimenten und Herrn Dr. Hagel (Kinderklinik Universität Giessen) bei den Ultraschallaufnahmen an Kindern zu danken.

Ein herzlicher Dank gilt der Arbeitsgruppe für Phonokardiographie aus Mainz, insbesondere Prof.Dr.v.Egidy, der mir sowohl durch Gespräche als auch mit Datenmaterial geholfen hat.

Für die fruchtbaren Gespräche mit Prof.Dr.Gillmann (Städt. Krankenhaus Ludwigshafen), Prof.Dr.Hardewig (Universität Marburg), Oberarzt Dr. Bussmann (Universität Frankfurt) auf dem medizinischen Gebiet, und Dr.Ing.Limmer, Dipl.-Ing. Meissner (TH München), Dipl.Ing. Köhler (TH Aachen), Dipl.-Ing.Dallwich und Dipl.-Ing. Zäschke (TH Darmstadt), und Dr.Ing. Böckmann (Universität Giessen) aus dem Ingenieurwissenschaftlichen Bereich danke ich besonders herzlich.

Zu danken habe ich auch den ausländischen Kollegen, Prof.Dr.Verburg (Universität Amsterdam) sowie Prof.Dr.Begon und Dipl.Math.Litwin von der IRIA-Paris.

Formelzeichen und Ausdrücke.

EKG	Elektrokardiogramm
PKG	Phonokardiogramm
$\vec{v}$	Geschwindigkeit (Vektor)
v	Geschwindigkeit (Komponente)
x, y, z	Koordinaten eines Punktes im Raum
t	Zeit [s]
p	Druck [N/m^2]
ρ	Dichte [Kg/m^3]
δ	Delta, Partielle Ableitung
$\vec{K}$	Vektor der Massenkräfte [m/s^2]
Δ	Laplacescher Differentialoperator, Differenz
h	Druckhöhe [m]
g	Erdbeschleunigung [$9,81 \text{ m/s}^2$]
F	Querschnitt [m^2]
η	Dynamische Viskosität [Kg/ms]
$\eta(t)$	Öffnungsgrad des Schiebers
γ	Wichte
l	Länge [m]
E	Elastizitätsziffer [N/m^2]
a	Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Druckwelle [m/s]
$\frac{z}{n-1}$	Relative Druckänderung
R	Rohrcharakteristik
f	Frequenz [Hz]
σ	Spannung [N/m^2]

ϵ	Hookescher Dehnungsparameter
$J(t)$	Retardationsfunktion
C	Kontraktilität
K_{gf}	Geometrischer Proportionalitätsfaktor
LV	Linker Ventrikel
RV	Rechter Ventrikel
LVET	Left ventricular ejection time (Austreibungszeit)
PEP	Preejection period (Anspannungszeit)

I N H A L T

		Seite
1.	Allgemeines	
1.1	Einleitung und Problemstellung	1
1.2	Entstehung des Herzschalles	4
2.	Hydraulik	
2.1	Hydraulik, Allgemeines	6
2.1.1	Grundgleichungen	6
2.1.2	Berechnungsmodell	8
2.2	Hydraulik, Spezielles	
2.2.1	Der instationäre Fließvorgang im Falle inkompressibler Flüssigkeit und rigider Rohrwandung	10
2.2.2	Rechenbeispiele und Ergebnisse für den Druckstoss bei inkompressibler Flüssigkeit und rigider Rohrwandung	14
2.2.3	Der elastische Druckstoss	17
2.2.4	Diskussion der Druckwellengleichung	20
2.2.5	Der Joukowski-Stoss	23
3.	Physiologie	
3.1	Betrachtungen über die Hypothesen zur Entstehung der Herztöne	26
3.2	Die Entstehung der Herztöne	28
3.3	Beobachtungen zur Untermauerung der Druckstoss- hypothese	33
3.4	Parametrisierung des PKG	
3.4.1	Bekannte Methoden	37
3.4.2	Frequenzanalytische Parameter	41
3.5	Ergebnisse	44
3.5.1	Tierversuche	44
3.5.2	Echokardiographische Vergleichsuntersuchungen bei Kindern	51
3.5.3	Testen von Parametern	54
4.	Zusammenfassung	59

5.	Anhang	
5.1	Druckstossberechnung	
5.1.1	Rigider Fall	62
5.1.2	Elastischer Fall	72
5.2	Tabelle A	82
5.3	t-Test	84
5.4	Regressionsgeraden	102
5.5	Varianzanalyse	108
6.	Bibliographie	118

1. Allgemeines

1.1 Einleitung und Problemstellung

Wenn man die Herzdiagnostik im Laufe der Zeit betrachtet, so sieht man, dass sowohl "die Erhebung der Anamnese", als auch die "physikalische Untersuchung" als Methode in ihrer Bedeutung durch neuzeitliche Untersuchungsverfahren nichts eingebüsst hat.

Die neuen Methoden der physikalischen Untersuchung sind dabei teils als

- a) Verfeinerung unserer Sinnesleistungen

und teils als

- b) Vervollständigung der physikalischen Untersuchungen

anzusehen.

Während die Elektrokardiographie (EKG) eindeutig zu der Methode (b) gezählt wird, ist die Phonokardiographie (PKG) von manchen Autoren nur als Ergänzung der Auskultation der Herztöne und -geräusche angesehen [1]. Doch ändert sich diese Einstufung im Laufe der Zeit [2].

Um sowohl EKG als auch PKG den gebührenden Platz zuweisen zu können, müssen wir uns die Faktoren vergegenwärtigen, die für das koordinierte Zusammenwirken des rhythmisch tätigen Hohl Muskels Herz nötig sind.

- A. Im Gegensatz zu dem Skelettmuskel zeichnet sich das Herz durch eine abgestufte autonome Erregungsbildung und der dazugehörigen, der Funktion des Herzens angepassten, Erregungsleitung aus.
- B. Diese autonomen Vorgänge werden den Bedürfnissen des Kreislaufsystems durch efferente Innervation sowohl zeitlich als auch energetisch gerecht.

- C. Schliesslich sei die elektromechanische Koppelung zu erwähnen. Sie steuert die Muskelkontraktion und spiegelt die Beziehung zwischen den auslösenden Aktionspotentialen und den ausgelösten Stoffwechselreaktionen des kontraktile Apparates wieder [3].

Im Rahmen der Herzaktivität kann man, um es zu vereinfachen, einerseits von elektrochemischen, andererseits von chemomechanischen Phänomenen sprechen.

Während man aufgrund der elektrischen Äusserung der Reizbildung und Reizleitung die Aussagen aus dem EKG ziemlich vorangetrieben hat, ist der Informationsgehalt der mechanischen Äusserungen in einem sehr geringen Masse ausgeschöpft worden. Das mag wohl daran liegen, dass man die elektrischen Phänomene unblutig an der Oberfläche des Körpers als elektrische Potentiale messen kann, während man die mechanischen Äusserungen wie Kontraktilität, Kontraktionskraft, Kontraktionsgeschwindigkeit usw. von Druckkurven des Blutes innerhalb der Herzkammer oder von Ausströmungsgeschwindigkeiten des Blutes aus der Herzkammer herleiten muss.

Eine Beurteilung der mechanischen Aktivität mit Hilfe dieser Druckkurven wird wohl gemacht, ist aber eine grosse Belastung der Patienten und kommt für Vorsorgeuntersuchungen nicht in Frage.

Die Medizin ist immer mehr bemüht, mit unblutigen Methoden über die mechanische Aktivität des Herzens Aussagen zu machen, und bedient sich unter anderem der Schwingungsphänomene des Myokards, obwohl noch keine einheitliche befriedigende Theorie für die Entstehung der Herztöne existiert.

Um also einen ähnlichen Erfolg bei der Beurteilung der mechanischen Äusserungen zu erzielen, muss

- a) ein adäquates Phänomen der mechanischen Aktivität als Messgrösse gewählt werden;
- b) die Aussagen dieser Messgrösse die Aussagen des EKG runden und auch als Messverfahren dem des EKG entsprechend sein.

In diesem Sinne wird in der vorliegenden Arbeit ein Versuch gemacht, eine befriedigende Theorie über die Entstehung der Herztöne zu bringen und in diesem Zusammenhang auch mögliche Messgrößen zu besprechen.

1.2 Entstehung des Herzschalles

In der Physiologie pflegt man den Herzschall in Herztöne und -geräusche zu unterteilen, wobei man sich aber im klaren ist, dass man vom physikalischen Gesichtspunkt nur von Geräuschen sprechen kann.

Was die Entstehung der Töne und Geräusche anbetrifft, sind sich die Autoren der Physiologie-Bücher nicht einig, doch einig sind sie sich darüber, dass die Erklärung in der Hämodynamik zu finden ist.

So kann der Schall einerseits vom strömenden Blut

- durch Turbulenz,
- Wirbelbildung,
- Cavitation und
- als Folge von Druckstosswellen,

andererseits durch Körperschwingungen wie

- Sehnen und Klappenränder oder
- Wandschwingungen, die als Folge von Strahlstößen auftreten,

erzeugt werden.

Wie zu bemerken ist, kommen also alle geräuscherzeugenden Phänomene der Hämodynamik in Betracht [4].

Um an eine mathematisch-analytisch präzise Lösung der Herztonentstehung zu gehen, ist das Phänomen einerseits viel zu unübersichtlich und zu kompliziert, andererseits kann man kaum entsprechende technische Herzmodelle erstellen, um damit zu experimentieren. Deshalb ist es verständlich, dass obwohl man in angrenzenden Gebieten, wie z.B. der "Dynamik des Arterienpulses" sehr weit gekommen ist [5,4,6,...], man die hier gewonnenen Erkenntnisse bisher nicht auf das Herz ausgedehnt hat.

In dem Folgenden soll die Entstehung der Herztöne mit Hilfe einfacher hydrodynamischer Phänomene erklärt werden, und des vorher erwähnten Komplexitätsgrades wegen, nur theoretische Richtgrößen erarbeitet werden.

2. Hydraulik

2.1 Hydraulik - Allgemeines

2.1.1 Grundgleichungen

In der Hydrodynamik sieht man die Flüssigkeit als Continuum an und spricht von einem infinitesimalen Volumenelement als von einem Teilchen, das noch genügend viele Moleküle enthält.

Der Bewegungszustand einer Flüssigkeit wird durch die Geschwindigkeit

$$\mathbf{v} = \mathbf{v}(x, y, z, t) \quad (1)$$

bzw. deren drei Komponenten $v_x, v_y, v_z(t)$,

$$\text{dem Druck} \quad p = p(x, y, z, t) \quad (2)$$

$$\text{und der Dichte} \quad \rho = \rho(x, y, z, t) \quad (3)$$

in einem Punkt vollständig bestimmt.

Die Kontinuitätsgleichung

$$\frac{d\rho}{dt} + \operatorname{div}(\rho \mathbf{v}) = 0 \quad (4)$$

drückt den Erhaltungssatz der Masse in der Hydrodynamik aus und lautet bei inkompressiblen Medien

$$\operatorname{div} \mathbf{v} = 0 \quad (4a)$$

Die Bewegungsgleichung

$$\frac{d\mathbf{v}}{dt} = \mathbf{K} - \frac{1}{\rho} \operatorname{grad} p + \mathbf{z} \quad (5)$$

ist die Anwendung des Newtonschen Grundgesetzes auf ein durchströmtes Raumelement. Der Vektor $\mathbf{z}$ berücksichtigt die Flüssigkeitsreibung.

Bei Newtonschen Flüssigkeiten ist die Zusatzspannung der zugehörigen Deformationsgeschwindigkeit proportional, man erhält aus Gleichung (5) die Gleichung von Navier-Stokes

$$\frac{d\mathbf{v}}{dt} = \mathbf{K} - \frac{1}{\rho} \text{grad } p + \nu \Delta \mathbf{v} \quad (5a)$$

Wenn man den Bewegungscharakter hervorheben will, muss man auf der linken Seite von (5) oder (5a) die substantielle Beschleunigung $d\mathbf{v}/dt$ mit den Komponenten, der lokalen $\partial \mathbf{v} / \partial t$ und der konvektiven Beschleunigung $(\mathbf{v} \Delta) \mathbf{v}$ ersetzen.

$$\frac{\partial \mathbf{v}}{\partial t} + (\mathbf{v} \Delta) \mathbf{v} = \mathbf{K} - \frac{1}{\rho} \text{grad } p + \nu \Delta \mathbf{v} \quad (5b)$$

2.1.2 Berechnungsmodell

Der Einfachheit halber betrachten wir die Strömung eindimensional und vernachlässigen die konvektive Beschleunigung.

Zur Beurteilung des Fliesszustandes in unserem Berechnungsmodell betrachten wir ein Wasserteilchen an der Stelle x , das die Geschwindigkeit v besitzt (Bild 1).

Nach der zeitlichen und örtlichen Gegebenheit einer Strömung unterscheidet man dann zwei Arten der Bewegung einer Flüssigkeit :

- a) Der stationäre Vorgang, der sich seinerseits wieder unterteilt und zwar in :
- stationär gleichförmig, wie er in einem Rohr mit konstantem Querschnitt und konstantem Einspeisedruck angetroffen wird und für den

$$\frac{\partial v}{\partial x} = 0; \quad \frac{\partial v}{\partial t} = 0 \quad (6)$$

gilt und der

- stationär ungleichförmig, bei dem die Strömung örtlich verzögert oder beschleunigt ist

$$\frac{\partial v}{\partial x} \neq 0; \quad \frac{\partial v}{\partial t} = 0. \quad (7)$$

- b) Der instationäre Vorgang tritt dann ein, wenn an einem Ort der Leitung sich der zeitliche Durchfluss und damit die Geschwindigkeit ändert. Es tritt eine zeitliche Änderung des Druckes auf, die sich gesetzmässig auf den benachbarten Querschnitt fortpflanzt (Druckstoss). Es gilt

$$\frac{\partial v}{\partial x} \neq 0; \quad \frac{\partial v}{\partial t} \neq 0. \quad (8)$$

Die benutzten Bezeichnungen gehen aus Bild 1 hervor, wobei die Reibungsverluste vernachlässigt werden und der obere Wasserspiegel konstant gehalten wird. Für den ersten Fall der Druckstossberechnung wird die Flüssigkeit als inkompressibel und die Rohrwandung als rigide angesehen.

Beim elastischen Druckstoss wird zusätzlich die Verformung der Flüssigkeit und der Rohrwand berücksichtigt.

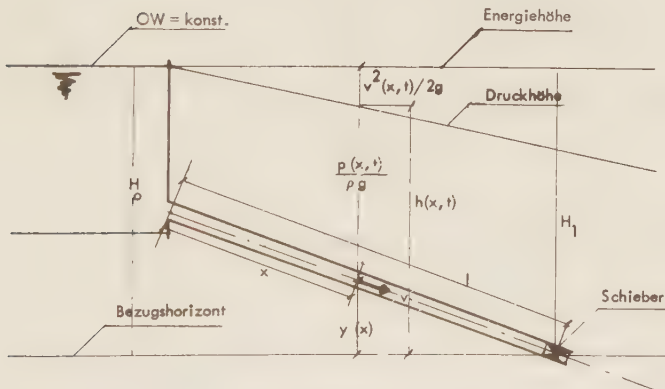


Bild 1

2.2 Hydraulik - Spezielles

2.2.1 Der instationäre Fließvorgang im Falle inkompressibler Flüssigkeit und rigider Rohrwandung

Wenn wir davon ausgehen (Bild 2), dass :

- der Einspeisedruck konstant bleibt ($H_o = \text{const}$),
- die Flüssigkeit inkompressibel und
- die Wand der Rohrleitung rigide ist,
- die Reibungsverluste vernachlässigt werden können,
- der Druck und die Geschwindigkeit in jedem Punkte eines Querschnittes gleich ist und demnach in dessen Schwerpunkt angesetzt werden kann,
- keine Strahlkontraktion vorliegt,

so ist der Durchfluss Q (a) bei offenem Schieber

$$Q_a = F \cdot v_a = F_a(t) \cdot \sqrt{2g H_o} \quad (9)$$

wobei die Ausströmgeschwindigkeit mit der Bezeichnung

$$B_o = \frac{F_a(t) \cdot \sqrt{2g H_o}}{F} \quad (10a)$$

oder

$$B_o = \eta(t) \cdot \sqrt{2g} \quad (10b)$$

die Form

$$v_a = B_o \cdot \sqrt{H_o} \quad (11)$$

annimmt. (Mit $\eta(t)$ bezeichnet man den Öffnungsgrad des Schiebers.)

Wenn das Fließgleichgewicht durch Schliessen oder Öffnen des Schiebers gestört wird, tritt infolge der Beschleunigung oder Verzögerung der Wassermasse, die sich im Rohr befindet, eine zusätzliche Kraft auf (2. Newtonsches Gesetz).

$$K = \frac{\gamma F l}{g} \cdot \frac{dv}{dt} \quad (12)$$

Aus dem Gleichgewicht der Kräfte (s. Bild 2)

$$\gamma F \left[(H_o + H_d) - (H_o - y_o) - l \sin \beta \right] = 0 \quad (13)$$

wobei $y_o = l \sin \beta$, geht hervor, dass:

$$\gamma F H_d = \gamma F \frac{l}{g} \cdot \frac{dv}{dt} \quad (14a)$$

d.h.

$$H_d = + \frac{l}{g} \cdot \frac{dv}{dt} \quad (14b)$$

ist. (Das Vorzeichen gibt an, ob die Flüssigkeitsmasse verzögert oder beschleunigt, d.h. ob der Schieber geschlossen oder geöffnet wird.)

Die Ausströmgeschwindigkeit zu einer Zeit während des Öffnens oder Schliessens des Schiebers ist

$$v = B \sqrt{H_o + H_d} \quad (15)$$

somit ist

$$\frac{v}{v_a} = \frac{B}{B_a} \sqrt{1 + \frac{H_d}{H_o}} \quad (16a)$$

d.h.

$$v = \frac{\eta(t)}{\eta_o} v_a \sqrt{1 + \frac{H_d}{H_o}} \quad (16b)$$

Damit haben wir die Grundgleichungen (14b), (16b) des Druckstosses für inkompressible Flüssigkeit und rigide Wandung abgeleitet.

Wenn wir den Schliess- oder Öffnungs-Vorgang als gleichmässig ansehen, so können wir, s. [8]

$$\frac{\eta(t)}{\eta_o} = 1 - \frac{\Delta v t}{v_a T}; \quad (0 \leq t \leq T) \quad (17)$$

in (16b) einsetzen und erhalten

$$v = (v_a - \frac{\Delta v}{T}) \cdot \sqrt{1 + \frac{H_d}{H_o}} \quad (16c)$$

Den relativen, maximalen Energiehöhenzuwachs beim Schliessen des Schiebers berechnen wir aus (14b) und (16c) mit der Bedingung, dass $dH_d/dt = 0$.

Um den Ausdruck übersichtlicher zu gestalten, setzen wir

$$c = \left(\frac{l \Delta v}{g H_o T} \right)^2 \quad (18)$$

Es wäre

$$H_d = -\frac{l}{g} \frac{dv}{dt} \quad (14b)$$

worin man

$$v = (v_a - \frac{\Delta v}{T}) \cdot \sqrt{1 + \frac{H_d}{H_o}} \quad (16c)$$

einsetzt

$$H_d = -\frac{l}{g} \frac{d \left[(v_a - \frac{\Delta v}{T}) \cdot \sqrt{1 + \frac{H_d}{H_o}} \right]}{dt}$$

$$H_d = -\frac{l}{g} \left(-\frac{\Delta v}{T} \cdot \sqrt{1 + \frac{H_d}{H_o}} \right)$$

$$= \sqrt{\left(\frac{l \Delta v}{g \cdot T} \right)^2 + \left(\frac{l \Delta v}{g \cdot T} \right)^2 \cdot \frac{H_d}{H_o}} \quad \Bigg| : H_o$$

$$\left(\frac{H_d}{H_o} \right)^2 = \left(\frac{l \Delta v}{g \cdot T \cdot H_o} \right)^2 + \left(\frac{l \Delta v}{g \cdot T \cdot H_o} \right)^2 \frac{H_d}{H_o}$$

Man erhält die quadratische Gleichung

$$\left(\frac{H_d}{H_o}\right)^2 - c \frac{H_d}{H_o} - c = 0$$

deren Lösung

$$\frac{(H_d)_{\max}}{H_o} = \frac{c}{2} + \sqrt{c + \frac{c^2}{4}} \quad (19)$$

ist.

Analog erhalten wir für das Öffnen des Schiebers

$$\frac{(H_d)_{\max}}{H_o} = \frac{c}{2} - \sqrt{c + \frac{c^2}{4}} \quad (19b)$$

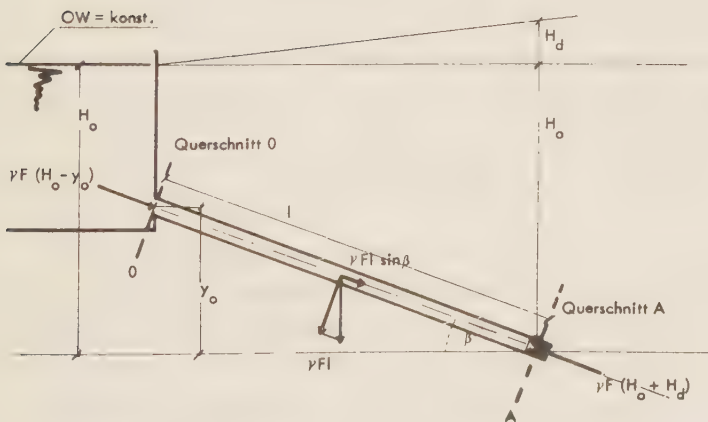


Bild 2

2.2.2 Rechenbeispiele und Ergebnisse für den Druckstoss bei inkompressibler Flüssigkeit und rigider Rohrwandung

Um, wie in der Einleitung gesagt wurde, Richtgrössen zu erarbeiten, simuliert man die Vorgänge in der rechten und linken Herzkammer. D.h. man wählt die geometrischen Ausmasse, den Druck und die Fliessgeschwindigkeit ähnlich denen in den Herzkammern und berechnet unter den in der Überschrift gesagten Voraussetzungen den relativen Energiehöhenzuwachs mit der Formel (19a) bzw. (19b), worin C die Bedeutung aus (18) hat.

Wenn man von einem Mittleren Minuten-Volumen von 6 l ausgeht, hat man einen mittleren Durchsatz von $1100 \text{ cm}^3/\text{sec}$ pro Klappe. Vom mittleren Umfang der Kammerostien ausgehend [22] erhält man die Mittleren Fliessgeschwindigkeiten wie sie in der Tabelle 1 zu finden sind.

K l a p p e	̄Umfang (mm)	̄Querschnitt (cm^2)	$\bar{V}$ (cm/sec)	$\approx \bar{V}$ (cm/sec)
1	2	3	4	5
Tricuspidalis	115,24	10,56	9,47	10
Mitralis	113,13	10,18	9,81	10
Pulmonalis	75,18	4,49	22,27	23
Aortalis	70,08	3,91	25,58	26

Tabelle 1

Die Rohrlänge (Länge der Herzkammer) wird mit 10 cm festgesetzt, die Schliesszeit variiert von 5 sec bis 0,1 sec in Schritten von 0,1 sec. Dabei wird ein kompletter Schluss angenommen, d.h. die Geschwindigkeit fällt vom angenommenen Betrag bis auf Null ab. Wie beim Rechnen, Schreiben und Zeichnen der Ergebnisse vorgegangen wurde, ist aus dem im Anhang befindlichen Programm ersichtlich. Die vollständigen Ergebnisse sind ebenfalls im Anhang angeführt.

Kammer	Klappe	Druck mm Hg	Fliessge- schwindigk. cm/sec.	Schliessen (H_d/H_o)	Öffnen (H_d/H_o)
1	2	3	4	5	6
rechte	Tricuspidalis	5	10	0,57	0,36
	Pulmonalis	20	23	0,30	0,23
linke	Mitralis	10	10	0,26	0,20
	Aortalis	110	26	0,06	0,05

Tabelle 2

Da aus der Fachliteratur [8] bekannt ist, dass die mit Formel (19a) bzw. (19b) berechneten Werte, für Schliesszeiten $T < 1 \text{ [cm]}/3,04 \text{ sec}$, mit den gemessenen Grössen nicht mehr übereinstimmen, beziehen sich die in der Tabelle 2 zusammengefassten Ergebnisse auf eine Schliesszeit von 3,3 sec.

In Spalte 3 und 4 der Tabelle 2 sind mittlere Werte, wie sie an den entsprechenden Klappen angetroffen werden, angegeben. Auf diese Werte bezieht sich der relative Druckanstieg in Spalte 5 und 6 beim Schliessen und Öffnen der Klappe.

Mit anderen Worten, wenn man z.B. die Zustände in der rechten Herzkammer an der Tricuspidalklappe mit einem 10 cm langem Rohr mit unnachgiebigen Wänden simuliert, erhält man beim Schluss des Schiebers in einer Zeit von 3,3 sec einen Druck von $(5 + 5 \cdot 0,57) = 7,85 \text{ mm Hg}$. An der Aorta wird der maximale Druck $(110 + 110 \cdot 0,06) = 116,6 \text{ mm Hg}$ sein.

Was dieser Druckanstieg bewirkt bzw. wie er sich fortpflanzt, ist aus den in diesem Kapitel abgeleiteten Beziehungen nicht ersichtlich. Man kann aber folgendes behalten :

- Beim Schliessen oder Öffnen einer Klappe (Schieber) entsteht ein Druckstoss.
- Die Grösse des Druckstosses hängt von den geometrischen Gegebenheiten des Rohrabschnittes, vom Initialdruck, von der Fliessgeschwindigkeit der Flüssigkeit vor dem Klappenschluss und deren Beschaffenheit und schliesslich von der Schliesszeit ab.

Angesichts dieser Tatsachen ist es selbstverständlich, dass das Phänomen des Druckstosses nicht ignoriert werden darf. Um Probleme zu lösen, die bei kurzer Schliesszeit und elastischer Rohrwand auftreten, muss man die elastische Druckstosstheorie anwenden.

2.2.3 Der elastische Druckstoss

Bei der Allievi'schen Druckstoss-Theorie werden sowohl die elastischen Eigenschaften des Systems als auch die der Flüssigkeit berücksichtigt, dabei tritt die Auswirkung der Flüssigkeitsreibung in den Hintergrund; d.h. $\lambda = 0$. Ausserdem wird die konvektive Beschleunigung $(\mathbf{v} \nabla) \mathbf{v}$ vernachlässigt. Man kann (5) in der Form

$$\frac{d\mathbf{v}}{dt} = \mathbf{K} - \frac{1}{\rho} \text{grad } p \quad (5c)$$

schreiben.

Bei linearer Strömung bezeichnen wir die Komponente nach der Richtung x $(d\mathbf{v}/dt)_x$ mit $\partial v / \partial t$.

Der Vektor der Massenkkräfte $\mathbf{K}$ hat die Komponente nach der Richtung x (s. Bild 1) $K_x = g \sin \beta = -g dy/dx$.

Und $(\text{grad } p)_x = \rho g (\partial h / \partial x - dy/dx)$.

Man erhält die Bewegungsgleichung für den Druckstoss

$$\frac{1}{g} \frac{\partial v}{\partial t} + \frac{\partial h}{\partial x} = 0. \quad (5d)$$

Die Kontinuitätsgleichung (4) kann in der Form

$$\frac{d\rho}{dt} + \rho \text{div } \mathbf{v} = 0 \quad (4b)$$

geschrieben werden.

Wenn in $d\rho/dt$ die Dichteänderung mit der hydrostatischen Druckhöhe $\partial \rho / \partial x$ vernachlässigt wird, hat man

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial \rho}{\partial t} + \text{div } \mathbf{v} = 0. \quad (4c)$$

Der vordere Teil der Gleichung berücksichtigt die durch die Druckänderung bewirkte instationäre Verkürzung der im Rohr befindlichen Wassersäule.

Bei isothermischem Verhalten gilt: [9]

$$\frac{\Delta V}{V} = - \frac{\Delta \rho}{\rho} \quad (20)$$

Und nach dem Hookschen Gesetz

$$\frac{\Delta V}{V} = - \frac{\Delta p}{E} \quad (21)$$

worin E die Elastizitätsziffer des Wassers ist. Der vordere Teil aus (4c) ist

$$\frac{1}{\rho} \frac{\partial \rho}{\partial t} = \frac{1}{E} \frac{\partial p}{\partial t}$$

Die Expansion div , die die Differenz zwischen dem ein- und austretenden Volumen angibt, ist aus Bild 3 ersichtlich. Der in x Richtung austretende Überschuss ist

$$\frac{\partial v}{\partial x} F dx$$

und der Teil der infolge der Druckzunahme radial austritt

$$\frac{\partial r}{\partial t} 2 \pi r dx$$

Für diesen Teil kann ebenfalls das Hooksche Gesetz herangezogen werden.

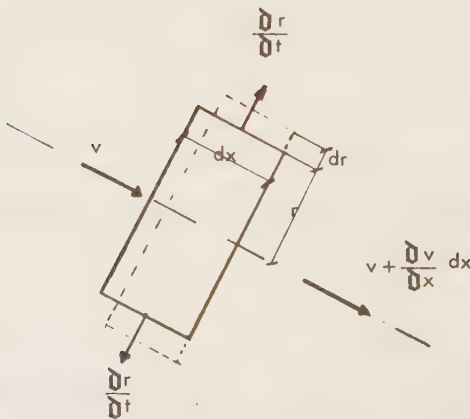


Bild 3: Rohrlamelle, Expansionsteil der Kontinuitätsbedingung

Man hat

$$\frac{\Delta r}{r} = \frac{r dp}{E_R \cdot s}$$

worin mit E_R die Elastizitätsziffer der Rohrwandung und s deren Dicke bezeichnet wird. Demnach können alle Teile zusammengefasst werden.

$$\frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial p}{\partial t} \left[\frac{1}{E} + \frac{1}{E_R} \frac{2r}{s} \right] = 0 \quad (22)$$

Wenn aber $p = \rho gh$ eingesetzt wird, wird (22)

$$\frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial h}{\partial t} \rho g \left(\frac{1}{E} + \frac{1}{E_R} \frac{d}{s} \right) \quad (22a)$$

Dabei kann man den Teil

$$\sqrt{\frac{\frac{1}{\rho}}{\frac{1}{E} + \frac{1}{E_R} \frac{d}{s}}} = a$$

benennen.

Man hat somit zwei gekoppelte lineare partielle Differentialgleichungen erster Ordnung vom Cauchy-Riemann'schen Typ, die Differentialgleichungen des Druckstosses

$$\frac{\partial h}{\partial x} + \frac{1}{g} \frac{\partial v}{\partial t} = 0 \quad (5d)$$

$$\frac{\partial v}{\partial x} + \frac{g}{2} \frac{\partial h}{\partial t} = 0, \quad (22b)$$

deren allgemeine Lösung

$$h = h_0 + \Phi \left(t - \frac{l-x}{a} \right) + \varphi \left(t + \frac{l-x}{a} \right) \quad (23)$$

$$v = v_0 - \frac{g}{a} \left[\Phi \left(t - \frac{l-x}{a} \right) - \varphi \left(t + \frac{l-x}{a} \right) \right] \quad (24)$$

ist.

2.2.4 Diskussion der Druckwellen-Gleichungen

Aus Gleichung (23) zieht man den Schluss, dass die willkürlich gewählten Funktionen Φ und φ Druckhöhen darstellen.

Lässt man den Ursprung des Koordinatensystems mit der Geschwindigkeit a wandern, d.h.

$$x = x_0 \pm at$$

so werden die Funktionen Φ und φ Konstanten. D.h. Φ und φ sind unveränderliche Druckwellen, die sich mit der Geschwindigkeit a fortpflanzen, wobei Φ in $(-x)$ Richtung und φ $(+x)$ Richtung wandert; a ist die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Druckwelle.

Die Druckhöhenänderung $\Delta h = h - h_0$ entspricht der Überlagerung der in entgegengesetzter Richtung laufenden Druckwellen Φ und φ .

Da in $x = 0$ die konstante Druckhöhe h_0 herrscht und die Druckänderung $\Delta h = 0$, folgt aus (23), $\Phi(t - l/a) = -\varphi(t + l/a)$, d.h. dass in $x = 0$ Totalreflexion der Druckwelle mit Vorzeichenumkehrung erfolgt.

Mit anderen Worten trifft z. Zt. t eine Druckwelle Φ in $x = 0$ ein, die z. Zt. $t - l/a$ in $x = l$ entstanden ist. Φ wird als Druckwelle φ mit umgekehrten Zeichen und gleichem Betrag reflektiert und kommt nach der Zeit $t + l/a$ in $x = l$ wieder an.

In $x = l$ überlagern sich demnach zwei Druckwellen mit Laufzeitdifferenzen von $T = 2l/a$. In diesem Punkt gilt $\varphi(t) = -\Phi(t - T)$.

Wenn man die Hauptzeiten betrachtet, d.h. die vielfachen von T

$$t_n = t_0 + n \cdot \frac{2l}{a} = t_0 + nT \quad (n = 0, 1, 2, \dots)$$

und die Bezeichnung $\Phi_n = \Phi(t_n)$ und $\varphi_n = \varphi(t_n)$

einführt, dann wird (23) und (24)

$$h_n = h + \Phi_n + \varphi_n \quad (23a)$$

$$v_n = v_0 - \frac{g}{a} (\Phi_n - \varphi_n) \quad (24a)$$

Da aber $\varphi_n = -\Phi_{n-1}$ ist, wird (23a) und (24a) :

$$h_n = h_o + \Phi_n - \Phi_{n-1} \quad (23b)$$

$$v_n = v_o - \frac{g}{a} (\Phi_n + \Phi_{n-1}) \quad (24b)$$

Wenn man die Gleichungen (23b) für zwei aufeinanderfolgende Zeiten t_n und t_{n-1} addiert und für dieselben Zeiten (24b) subtrahiert, erhält man

$$h_n + h_{n-1} = 2h_o + \Phi_n - \Phi_{n-2} \quad (23c)$$

$$v_n - v_{n-1} = -\frac{g}{a} (\Phi_n - \Phi_{n-2}) \quad (24c)$$

woraus die Funktion Φ eliminiert werden kann,

$$h_n + h_{n-1} = 2h_o + \frac{a}{g} (v_{n-1} - v_n) \quad (25)$$

Um der Schieberöffnung zu jedem Zeitpunkt Rechnung zu tragen, führt man den Öffnungsgrad $\eta(t)$ ein. Die Ausströmgeschwindigkeit $v = \sqrt{2gh}$ zu einer beliebigen Zeit wird durch die Anfangswerte ausgedrückt, sie wird die Form

$$v = v_o \frac{\eta(t)}{\eta_o} \sqrt{\frac{h}{h_o}}$$

haben.

Demnach kann man (25) auch so schreiben :

$$h_n + h_{n-1} = 2h_o + \frac{a v_o}{g \eta_o} \left[\eta_{n-1} \sqrt{\frac{h_{n-1}}{h_o}} - \eta_n \sqrt{\frac{h_n}{h_o}} \right] \quad (25a)$$

Mit den dimensionslosen Relativwerten

$$z_n = \sqrt{\frac{h_n}{h_o}}$$

ist die relative Druckänderung

$$z_n^2 - 1 = \frac{h_n - h_o}{h_o} = \frac{\Delta h_n}{h_o}$$

und zusammen mit der Rohrcharakteristik

$$R = \frac{a v_o}{2 g h_o}$$

wird (25a) :

$$(z_n^2 - 1) + (z_{n-1}^2 - 1) = \frac{2R}{\eta_o} (\eta_{n-1} \cdot z_{n-1} - \eta_n \cdot z_n) \quad (25c)$$

Mit Hilfe dieser Gleichung kann man schrittweise den Druckstoss am Leitungsende berechnen (Allievische Kettengleichungen).

2.2.5 Der Joukowski-Stoss

Von besonderem Interesse für die Entstehung der Herztöne ist, wie man auch später sehen wird, das Druckstossphänomen bei totalem Schieber-Klappen-Schluss, wobei die Schliesszeit

$$T_s \leq T = 2 l/a$$

ist.

In diesem Fall wird in der Allievischen Kettengleichung (25c) ($n = 1$), $\eta_1 = 0$ und $z_0 = 1$

$$z_1^2 - 1 = 2R$$

Demnach nimmt die Druckerhöhung den Wert

$$\Delta h_1 = \frac{a v_0}{g}$$

an, das ist der grösstmögliche Druckstoss.

Für die folgenden Hauptzeiten bleibt der Öffnungsgrad

$$\eta_{n-1} = \eta_n = 0 \quad (n \geq 1 + T_s/T)$$

demnach ist die rechte Seite in (25c) gleich Null, und wir haben eine oszillierende Schwingung

$$(z_n^2 - 1) = - (z_{n-1}^2 - 1)$$

d.h.

$$\Delta h_n = - \Delta h_{n-1}$$

Im Falle der vollständigen Öffnung innerhalb der ersten Hauptzeit hat man

$$z_1^2 + 2Rz_1 - 1 = 0$$

$$z_1 = -R + \sqrt{1 + R^2}$$

d.h. eine Druckminderung von

$$\Delta h_1 = - \frac{a v_0}{g} (\sqrt{1 + R^2} - R)$$

Für sehr kleine R-Werte nimmt die Druckverminderung die Grösse des Joukowski-Stosses mit negativem Vorzeichen an.

$$\Delta h_1 = - \frac{a v_o}{g}$$

Für die folgenden Hauptzeiten dagegen wird (25c)

$$(z_n^2 - 1) - (z_{n-1}^2 - 1) = 2R (z_{n-1} - z_n),$$

d.h. man hat aperiodisch abklingende Druckstösse (Schwingungen), da für wachsendes n abnehmende z-Werte resultieren.

Man kann zusammenfassen :

- Beim Schliessen oder Öffnen eines Schiebers (Klappe) in der Zeit

$$T_s \leq T = 2 l/a$$

tritt der sog. Joukowski-Stoss auf.

- Beim Schliessen des Schiebers entsteht eine periodische Schwingung mit der maximalen Druckerhöhung

$$\Delta h_1 = \frac{a v_o}{g} .$$

- Beim Öffnen liegt ein aperiodisch abklingender Druckstoss mit maximaler Druckverminderung von

$$\Delta h_1 = - \frac{a v_o}{g} (\sqrt{1 + R^2} - R)$$

vor.

- Die Druckerhöhung im Falle des Druckstosses ist proportional der Fliessgeschwindigkeit der Strömung v_o und der Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Druckwelle a ,
- während bei der Druckverminderung die Abhängigkeit von den oben erwähnten Parametern eine kompliziertere Form annimmt.

$$(R = \frac{a v_o}{2 g h_o})$$

- Die Fortpflanzungsgeschwindigkeit a ist im Falle der Anwendung des Hookschen Gesetzes eine Funktion von ρ , E , E_R , d und s .

$$a = f(\rho, E, E_R, d, s)$$

- Im Falle der Konfiguration, wie sie im Bild 1 vorliegt, werden die Druckwellen negativ reflektiert. D.h. dass ein Maximum als Minimum und umgekehrt ein Minimum als Maximum reflektiert wird.
- Die Druckwelle wandert senkrecht zur Schieber-Ebene, also in Richtung der Rohrachse und ist eine Longitudinalwelle. Infolge der Eigenschaften der Flüssigkeiten überträgt sich die Druckschwankung auf die Rohroberfläche, die als Transversalwelle schwingt.
- Wenn ein Punkt auf dem Rohr unmittelbar neben dem Schieber betrachtet wird, so bewegt er sich senkrecht zur Rohrachse (Fortpflanzungsrichtung der Druckwelle), er schwingt mit einer Frequenz von

$$f = \frac{1}{T} = \frac{a}{2l} \text{ [Hz]}$$

- Es ist evident, dass die Schwingungsmodalität jedes beliebigen Punktes auf dem Rohr davon abhängt, wie sich die zwei Druckwellen reflektieren und summieren.

3. Physiologie

3.1 Betrachtungen über die Hypothesen zur Entstehung der Herztöne

Eine der ersten Beobachtungen und die erste Hypothese über die Entstehung der Herztöne wurden 1628 an Tieren gestellt [23], danach soll der Herzton vom Stoss der Herzspitze gegen die Brustwand herrühren.

Der erste Auskultationsbefund stammt aus dem Jahr 1819 von Laennec. Danach wechseln die Hypothesen über die Entstehung der Herztöne häufig.

Eine der wichtigsten ist die Rouanets 1832, die Klappenhypothese. Sie hatte schon z. Zt. ihrer Entstehung Gegner (Talma 1880) und noch zu unserer Zeit Anhänger (Dock, Fuchs, Holldak u.a.). Eine andere Hypothese zur Entstehung des ersten Herztones ist die von Dogiel, J. und Ludwig, C., die "Muskeltonhypothese" (1868).

Diese Hypothese wird zwar als eine mögliche angeführt [24], siehe Gmachel, doch hauptsächlich abgelehnt (Luisada, Kelly).

Sowohl Talma als auch Geigel fechten die Klappentheorie an und schreiben die Entstehung der Herztöne allein der im Herzen schwingenden Flüssigkeitsmasse zu.

Bei Geigel schwingt die Masse der Flüssigkeit um ein Gewichtsgleichgewicht, er lehnt die Gefäßanteile bei der Tonbildung ab.

W.R. Hess schreibt die Tonentstehung den Schwingungen der ganzen Ventrikelwand, dem Ventrikelinhalt und der Atrioventrikularklappe zu. Dabei soll die Herzwand auf den inkompressiblen flüssigen Inhalt schlagen.

E. Piemme bringt die Herztöne in Zusammenhang mit der Beschleunigung oder Verzögerung der Blutmassen im Herzen und den Gefäßen.

Interessant ist die Tatsache, dass den verschiedenen Tönen verschiedene Phänomene als Entstehung zugrunde gelegt werden. So soll der I. und IV. Herzton eine Folge von Wandschwingungen sein, während der II. von Klappenschwingungen hervorgerufen werden soll [25,26].

Über die Spaltung des 1. Herztönes berichtet als erster Potain 1866 [27]. Geigel zeigt, dass von 100 leicht hörbaren gespaltenen 1. Herztönen bei "gehörsähnlicher" Phono-Darstellung nur 79 als gespalten erkannt werden konnten. Dar- aus geht hervor, dass eine gefilterte Aufzeichnung eine Auskultation nicht unbe- dingt ersetzen kann, geschweige denn die Informationen, die die Herztöne ber- gen, widerspiegeln kann.

Von der Frequenzanalyse aus kommt Safonov [28] zu dem Schluss, dass die Herz- töne von den Schwingungen der Klappen, des Myokards und des Blutes zusammen herrühren.

Aus dem ganzen Material über Herztöne gewinnt man den Eindruck, dass einzelne Teilaspekte wohl treffend geschildert und richtig erfasst wurden, dass aber ein umfassender Zusammenhang, eine allgemeine Hypothese über die Entstehung der Herztöne, fehlt.

Wenn man davon ausgeht, dass im Herzen bei jedem Klappenschluss oder bei je- der Klappenöffnung ein instationärer Fliesszustand vorliegt, so ist es wohl berech- tigt, die Hypothese über den Druckstoss als Mechanismus bei der Entstehung der Herztöne zu überprüfen.

3.2 Die Entstehung der Herztöne

Will man die an einem Rohrabschnitt gewonnenen Erkenntnisse über die Druckstossphänomene auf das Herz übertragen, so muss man die Analogie zwischen Schieber und Klappe sowie Rohrwand und Myokard betrachten.

- A. An den Schieber am Rohrabschnitt waren keine konstruktiven Forderungen gestellt. Es war nur verlangt, dass der Schieber beliebig schnell schliessen kann, wobei beim schnellen Schluss die Linearität des Schliessvorganges nicht gefragt war.

Da sich Druckschwankungen in Flüssigkeiten nach allen Richtungen gleichmässig fortpflanzen ist es verständlich, dass auch der Schieber schwingt, und dass seine Verformung nur von der Steifheit seiner Konstruktion abhängt.

Infolge der Beschaffenheit der Herzklappen, die frei im Blutstrom schweben, kann man beim Schliessen oder Öffnen einer Herzklappe von Schliesszeiten

$$T_s \leq T = 2 l/a$$

ausgehen, also vom Joukowski-Stoss sprechen. D.h., die Zeit, die die Klappe für den Öffnungs- bzw. Schliess-Vorgang benötigt, ist geringer als die Zeit, die die Druckwelle braucht, um von der Klappe zur Herzspitze und wieder zurück zu wandern.

Man hat demnach bei jedem Schliessen oder Öffnen einer Herzklappe einen instationären Fliessvorgang mit den daran gekoppelten typischen Druckstossphänomenen. Eine Druckwelle wandert mit der Geschwindigkeit a von der Herzklappe in Richtung Herzspitze, wird reflektiert, wandert wieder zurück usw., wobei sich die Druckwellen überlagern. Das Myokard-Blut-System der Herzkammer beginnt zu schwingen, ähnlich wie es anhand des Rohrabschnittes im Kapitel 2 erklärt wurde. Die Art, wie die Druckwelle reflektiert wird, hängt ausschliesslich von der Geometrie und der Festigkeitsbeschaffenheit der Herzkammerwand ab.

Die Schwingung der Herzkammer wird auf das sie umgebende Gewebe übertragen und bis an die Hautoberfläche weitergeleitet, um hier als Herzton wahrgenommen zu werden.

Nicht nur die Art, wie die Druckwellen reflektiert werden und sich überlagern, ist ein schwieriges Problem, sondern auch wie die Schwingungen gedämpft werden. In diesem Zusammenhang soll aber noch einmal darauf hingewiesen werden, dass sich der Druckstoss von der Entstehung her unterscheiden kann. D.h. dass der Charakter des Schliessstosses ein anderer ist als der des Öffnungsstosses. Diese Tatsache ist wohl schon erwähnt worden, ist aber wichtig, da das Abklingen eines Öffnungsstosses nicht auf Veränderung der Dämpfung schliessen lässt, sondern in der Natur des Öffnungsstosses liegt. Demzufolge wird die Öffnungsschwingung schneller verschwinden als die, die durch einen Klap-penschluss entsteht.

In Tabelle 3 sind die Druckerhöhungen für das Schliessen der vier Klappen unter den selben Bedingungen wie in Tabelle 2 errechnet worden. Die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Druckwelle wurde mit 1000 cm/sec [5] angesetzt; das entspricht einer Rohrwandschwingung von 50 Hz.

Kammer	Klappe	Druck	Fliessge- schwindigkt.	Elastisch. (H_d/H_o)	Rigide (H_d/H_o)
1	2	3	4	5	6
rechte	Tricuspidalis	5	10	150,8	227,4
	Pulmonalis	20	23	86,5	75,8
linke	Mitralis	10	10	75,2	75,5
	Aortalis	110	26	17,8	4,9

Tabelle 3

In Spalte 6 stehen die Werte, die bei dem rigiden Druckstoss einer Schliesszeit von 0,1 sec entsprechen. (Die kompletten Wertetabellen sind im Anhang Kap. 5.1.1 und Kap. 5.1.2 wiedergegeben. In Tabelle 3 sind die unterstrichenen Werte angeführt.)

- B. Was die Rohrwand anbetrifft, war von ihr elastisches Verhalten vorausgesetzt. Dabei war unter elastischem Verhalten das Verhalten im Hook'schen Sinne zu verstehen.

Es galt

$$E = \sigma / \epsilon$$

wobei σ die Spannung in der Rohrwand und ϵ die Dehnung darstellt.

Anders ist das Verhalten von visko-elastischen Rohrleitungen. Das Verhalten dieser Stoffe wird durch die Kriechfunktion (Retardationsfunktion) $J(t)$ wiedergegeben,

$$J(t) = \epsilon(t) / \sigma_E$$

wobei die Dehnung $\epsilon(t)$ eine Funktion der Zeit und σ_E die Einheitsspannung ist [10, 11].

Ein ähnliches Verhalten zeigen Arterien und Venen. Noch komplizierter ist das Verhalten des Myokards, da die kontraktile Elemente mit berücksichtigt werden müssen.

Wenn man die drei verschiedenen Verhalten schematisch darstellen will (Bild 4), so wird Modell

- a) das Hook'sche Verhalten,
- b) das Voigt-Kelvin-Element für das visko-elastische Verhalten und
- c) das Muskel-Verhalten [12]

am besten wiedergeben.

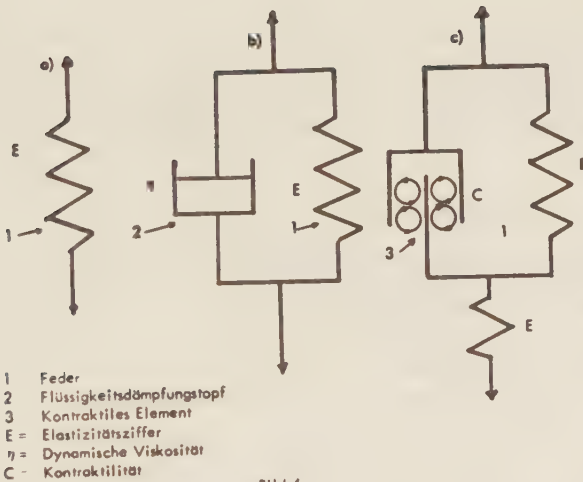


Bild 4

Das Verhalten des Myokards kann als Kombination von a), b) und c) betrachtet werden.

Wie die Fortpflanzungsgeschwindigkeit beim Hook'schen Verhalten aussieht, ist auf S. 19 gezeigt worden.

Man kann diesen Ausdruck auch allgemeiner [9] schreiben

$$a = \sqrt{\frac{1/\rho}{\frac{1}{E} + \frac{1}{F} \frac{dF}{dP}}},$$

wobei nur der Querschnitt F und dessen vom Druck bedingte Veränderung für die Herzwand ausschlaggebend ist.

Wenn man für

$$\frac{1}{F} \frac{dF}{dP} = \frac{1}{E_q}$$

eine äquivalente Elastizitätsziffer für die Herzwand einsetzt und dabei nicht vergisst, dass

$$E_q = f(C, E, J, t)$$

ist (mit C wird die Kontraktilität bezeichnet), so kann man die Formel für die Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Druckwelle

$$a = \sqrt{\frac{1/\rho}{\frac{1}{E} + \frac{1}{E_q}}}$$

schreiben.

Aus dem Gesagten kann der Schluss gezogen werden, dass, trotz anderem Verhalten der Herzkammerwand im Vergleich zur Rohrwand, der Joukowski-Stoss auftritt. Der Druckstoss im Falle der Herzkammer unterscheidet sich vom Rohrabschnitt lediglich in der Bestimmung der Fortpflanzungsgeschwindigkeit der Druckwelle.

3.3 Beobachtungen zur Untermauerung der Druckstoss-hypothese

Vom hydraulischen Gesichtspunkt her ist das Druckstossphänomen sowohl physikalisch als auch theoretisch sehr gut bekannt [29,30,31,...] .

D.h.: Sowohl die longitudinalen Druckwellen in der Flüssigkeit als auch die transversalen Rohrschwingungen sind beobachtet, gemessen und berechnet worden.

Beim Herzen ist der Fall komplizierter. Da man hier vier Klappen hat, die nicht gleichzeitig schliessen oder öffnen müssen, und ausserdem der Druckstoss auf beiden Seiten der Klappe auftreten kann, ist der kombinierte Schwingungsmodus tatsächlich komplex.

Wie aber aus den Berechnungen der Kapitel 2.2.2 und 2.2.5 hervorgeht, sind die Druckerhöhungen so geartet, dass hauptsächlich die Phänomene des linken Herzen für die Herztöne verantwortlich gemacht werden können.

Wie schon erwähnt, kann man die Phänomene, die an der Aortenklappe entstehen und sich in den Gefässen fortpflanzen, als bekannt betrachten.

Dabei sind es eindeutig Druckstossphänomene [4,5], die hier auftreten.

Wenn man die gängige Meinung über die Entstehung der Herztöne (Bild 5a) kritisch durch das Prisma der Druckstosstheorie betrachtet (Bild 5b), so ist z.B. der Ia-Anteil des ersten Herztöne eindeutig als Mitral-Klappen-Schluss zu erkennen. Der Ib-Anteil ist als Aorten-Klappen-Öffnung mit seinem abklingenden Charakter als Öffnungs-Stoss anzusehen. Der II. Herzton wird heute als die Folge des Aorten-Klappen-Schlusses erkannt. Mit anderen Worten ist es ein Druckstoss infolge des Schliessens der Aorten-Klappe. Selbstverständlich muss man, vor allem unter pathologischen Verhältnissen, bei allen Tönen auch nach Beiträgen aller anderen, möglicherweise beteiligten Klappen, suchen. Ähnliche Überlegungen sind für den III. und IV. Herzton anzustellen. Aus der Druckberechnung (Tabelle 3) ergibt sich, dass die Hauptanteile bei der Herztonentstehung der linken Kammer und Vorkammer, dann der Pulmonalklappe und zuletzt der Tricuspidalklappe zuzuschreiben sind.

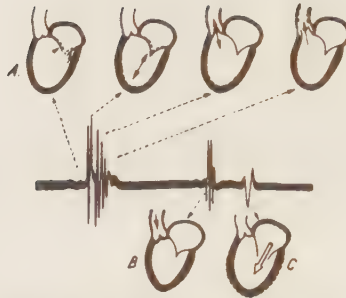


Abb. 14. Die Herzklappenklänge und ihre Entstehung. Der erste Herzton ist der hörbare Ausdruck von Vibrationen, die bei der plötzlichen Kontraktion der Kammermuskulatur und der damit verbundenen kugelförmigen Deformation der Ventrikel in der isometrischen Phase (s. S. 99) ausgelöst werden (A). Der zweite Herzton entsteht beim Schluß der Semilunarklappen (B). Die Vibrationen des dritten Tones werden wahrscheinlich durch die schnelle Beendigung der raschen Füllungsphase ausgelöst (C). RUSHMER, R. F.: Cardiovascular Dynamics, 1961 [62].

Bild 5a [12]

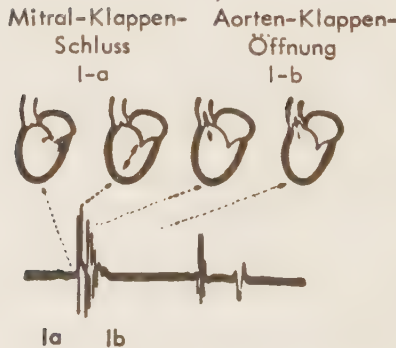


Bild 5b [13]

Geht man davon aus, dass die Druckstosshypothese richtig ist, müsste man ausser der Transversalwelle, die man mit Hilfe des Mikrophons an der Körperoberfläche registriert, auch die dazugehörige Longitudinalwelle im Blut, das in der Herzkammer enthalten ist, aufnehmen können. Die Aufnahme dieser Druckschwankung im Ventrikeldruck infolge der Longitudinalwelle wurden an Tierexperimenten bei Katheteraufnahmen gemacht [29]. In den Bildern 6a und 6b, die aus einer Arbeit von Di Bortalo [29] stammen, sieht man deutlich die synchronen Schwankungen im LV-Druck und der entsprechenden linken intraventriculären Phonoaufzeichnung. Zusammen mit den Druckschwankungen aus dem rechten Ventrikel werden die Schwingungen durch das Gewebe zur Thoraxwand geleitet, und können hier als PKG aufgezeichnet werden (s. 6b).

Zu bemerken ist, dass die Longitudinal-Schwingungen im rechten Ventrikel so schwach sind (s. Kapitel 2.2.2 und 2.2.5), dass sie vom Druckgeber nicht registriert werden.

In Kapitel 2.2.5 war die Beziehung zwischen der Frequenz und der Wellengeschwindigkeit beim Joukowskistoss als

$$f = \frac{a}{2l}$$

angegeben. D.h. die Frequenz ist abhängig von der Wellengeschwindigkeit und einem geometrischen Proportionalitätsfaktor.

$$f = K_{gf} \cdot a$$

Dieser Zusammenhang lässt darauf schliessen, dass man mit Hilfe frequenzanalytischer Messungen Rückschlüsse auf die Länge der Herzkammer ziehen kann. Tatsächlich hat die Mainzer Arbeitsgruppe unter Leitung von Prof. v. Egidy eine gute Korrelation zwischen der Frequenz des 1a-Herztones und dem Herzvolumen gefunden [31].

Wie in Abschnitt 3.4.2 noch gezeigt wird, ist der Proportionalitätsfaktor K_{gf} von der Länge der Herzkammer l abhängig

$$K_{gf} \approx l$$

und nicht vom Volumen. Daraus müsste man eine noch bessere Korrelation zwischen Frequenz und Kammerlänge als zwischen Frequenz und Herzvolumen erwarten.

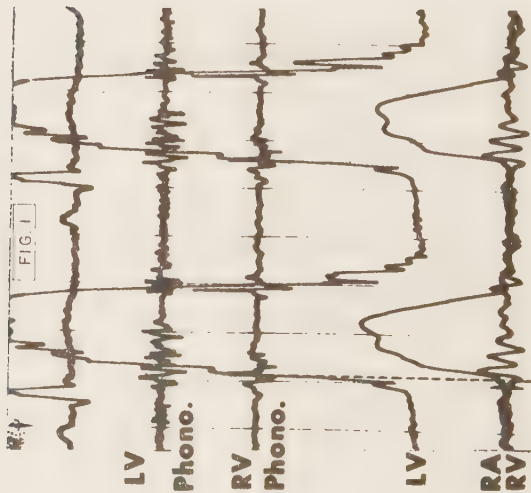


FIG. 1. Typical tracing with simultaneous intracardiac phonocardiograms (PCG) showing relation of first rapid vibration of first heart sound from right side to right atrioventricular (AV) pressure crossing. From above: electrocardiogram, left ventricular PCG, right ventricular PCG, left ventricular pressure (LV), right atrial pressure (RA), and right ventricular pressure (RV). *Dashed line* marks beginning of first rapid vibration of right intracardiac PCG (first sound). Right AV pressure crossing is marked by a short vertical line (*lower left*). Time lines mark 0.1-sec intervals. Note 10-msec interval from right AV pressure crossing to right side component of first sound. Other measurements are: onsets Q — left ventricular systolic pressure, 40 msec; onsets Q — right ventricular systolic pressure, 65 msec; Q — right AV pressure crossing, 65 msec; Q — 1st rapid vibration LV PCG, 65 msec; Q — 1st rapid vibration RV PCG, 75 msec; right ventriculoatrial (VA) gradient at occurrence of RV component of first heart sound, 4 mm Hg.

Bild 6a

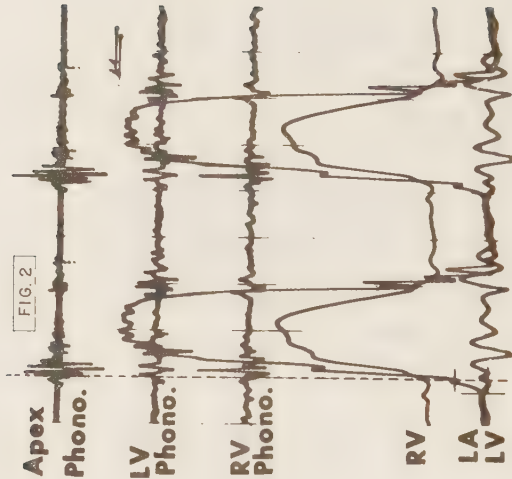


FIG. 2. Taken in the same animal as in Fig. 1 showing relation of first rapid vibration of first heart sound from left side to left AV pressure crossing. From above: the electrocardiogram has been replaced by the external apical PCG, left ventricular PCG, right ventricular PCG, right ventricular pressure (RV), left atrial pressure (LA), and left ventricular pressure (LV). *Dashed line* marks beginning of first rapid vibration of left intracardiac PCG (first sound). Left AV pressure crossing is marked by a short vertical line (*lower left*). Time lines mark 0.1-sec intervals. Note 25-msec interval from left AV pressure crossing to left side component of first sound and the coincidence of this vibration with beginning of first rapid vibration of first sound in external PCG. Also note 10-msec interval from left to right side components of first heart sound. Left VA gradient at occurrence of left component of first heart sound, 17 mm Hg. Q — left AV pressure crossing (as recorded shortly before substitution of external PCG for ECG), 40 msec. Other measurements as in Fig. 1.

Bild 6b

3.4 Parametrisierung des Phonokardiogramms

3.4.1 Bekannte Methoden

Aus der Geschichte der HerzschoUforschung geht hervor, dass, obwohl die Herztöne im Jahre 1628 von William Harvey entdeckt wurden, noch zwei Jahrhunderte vergehen mussten, bis Laennec die Grundlagen zur Auskultation legte.

Die dabei benutzten Parameter bezogen sich auf die Geräusche und waren subjektiver Natur (z.B. pfeifend, rumpelnd, etc.). Mit Hilfe dieser kaum reproduzierbaren Parameter machte man hauptsächlich Aussagen über Klappenfehler [35].

Den ersten Schritt zu Objektivierung der Parameter der Auskultation wurde von Huerthle 1893 mit der Aufzeichnung eines Phonokardiogramms gemacht. das war die Geburtsstunde der Phonokardiographie.

Eine neue Epoche der Registriertechnik wurde durch Einthoven 1894 eingeleitet, in dem er trägeitsarm die HerzschoUschwingungen auf optischem Wege aufzeichnete, doch musste erst Otto Frank die theoretischen Grundlagen, auf die sich die heutige Phonokardiographie aufbaut, schaffen [35].

Aufgrund der physikalischen Gegebenheiten wurde der HerzschoU in Töne und Geräusche unterteilt.

A. Herzgeräusche

Die Herzgeräusche sind in den meisten Fällen ein Zeichen pathologischer Verhältnisse und entstehen durch Turbulenz an defekten Klappen[3]. Sie werden durch ihre Lage im Kontraktionszyklus (systolische, diastolische Geräusche), ihrem Geräuschcharakter, ihrer Dauer, etc. beschrieben.

Die Analyse der Herzgeräusche stützt sich demnach auf die Parameter der Auskultation. Eine Forschungsgruppe der Fraunhofer Gesellschaft in Karlsruhe beschäftigt sich z. Zt. mit der Objektivierung und Reproduzierbarkeit dieser Parameter. Dabei geht die Gruppe über die Möglichkeit der Auskultation hinaus und wählt unter anderem für den Klangcharakter der Geräusche folgende Beschreibungsparameter :

- a) Frequenzgehalt des Geräusches
(nieder-, mittel- hochfrequent)
- b) Klangmerkmale
(rauh, rumpelnd, usw.)

Somit wird die Frequenz zusätzlich als Parameter bei der Geräuschanalyse eingeführt.

Aus der Hüllkurvengestalt werden Parameter wie Crescendo, Decrescendo, usw. abgeleitet.

B. Herztöne

Während sich die meisten Autoren [17, 35, ...] über die Entstehung der Herzgeräusche einig sind, ist die Meinung über die Entstehung der Herztöne geteilt [17].

In der Herzschoallforschung spricht man vom I. und II. Herzton, einige Autoren unter besonderen Umständen auch vom III. und IV. Herzton [1, 2, 17] und haben verschiedene Parameter anhand dieser Herztöne konzipiert.

Heintzen sagt in der "Einleitung und Fragestellung" zu seiner Arbeit [17]:

"Ausser den diagnostisch sehr wertvollen Herzgeräuschen liefert das Phonokardiogramm in den Herztönen eine "Kette von Zeitsignalen", die mit den grobmechanischen Aktionsphasen des Herzens in Zusammenhang gebracht werden können (Wiggers, Schütz, Scholer, Rosa, Holldack). Auch gelingt es aus bestimmten phonokardiographischen Zeitwerten (Q-I, IIa - IIb, IIa - MÖT), Aufschluss über die Druckverhältnisse im Herzen zu gewinnen.

Ob darüber hinaus den Amplituden des Phonokardiogrammes auch quantitative Aussagen über die Intensität der Schwingungsvorgänge am Herzen und in der Herzdynamik möglich sind, ist bisher so gut wie nicht untersucht.

In der Regel wird die Frage a priori verneint, zumindest aber sehr skeptisch beurteilt."

Die Lokalisation dieser "Kette von Zeitsignalen", d.h. die "ZEITLICHE LAGE" der Herztöne innerhalb eines Arbeitszyklus des Herzens, wird anhand der EKG-Kurve definiert.

Nicht nur die zeitliche Lage, sondern auch die Dauer der Töne und gewisse Intervalle werden als signifikante Werte bei der Untersuchung der Hämodynamik verwendet 1 . (Z.B. das Q-II-Intervall, d.h. das Zeitintervall, beginnend bei der Q-Zacke aus dem EKG, bis zum Beginn des 2. Herztons, das die Dauer der mechanischen Systole misst.)

Im Rahmen der Aussage über die mechanische Aktivität des Herzens misst man den mechanischen Druckanstieg in der Austreibungsphase (dp/dt) und charakterisiert damit die Kontraktilität des Herzens. (Ein viel umstrittener Begriff in der Herzmedizin.)

Eine ähnliche Aussage wird durch den Quotienten $PEP/LVET$ gemacht. Dabei bedeutet PEP die Anspannungszeit und LVET die Austreibungszeit (Bild 7).

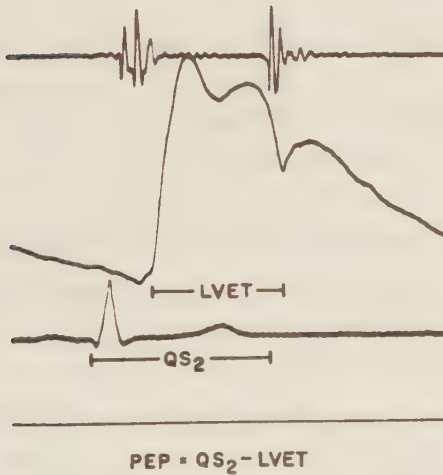


Fig. 6-1. Simultaneous tracing of electrocardiogram, phonocardiogram, and carotid arterial pulse at 100 mm/sec paper speed illustrating the measurement of QS₂, LVET, and the calculation of PEP (QS₂, total electromechanical systole; LVET, left ventricular ejection time, and PEP, pre-ejection period).

Der Vorteil dieses Parameters im Vergleich zu dp/dt ist, dass die systolischen Zeitintervalle unblutig gemessen werden können [15].

Dabei werden EKG, PKG und Carotispuls aufgenommen und daraus die Zeitintervalle ausgemessen [15, u.a.].

Die Giessener Arbeitsgruppe versucht die Zeitintervalle nur aus EKG und PKG [20] zu bestimmen. Der Beginn der mechanischen Systole ist mit dem Beginn der Q-Zacke aus dem EKG gegeben. Das Ende der Systole hingegen ist aus dem EKG nicht ersichtlich, ebenso das Ende der Anspannungszeit.

Laut der Druckstosshypothese ist das Ende der Anspannungszeit (d.h. das Öffnen der Aortenklappe) durch den Beginn des Ib-Tones charakterisiert. Dieser Punkt wird bei der Giessener Phonokardiographiegruppe gesucht. Das Ende der Austreibungszeit ist durch den Beginn des II. Herztones gegeben (Schliessen der Aortenklappe).

Die INTENSITÄTSSCHWANKUNG (Amplitude, Lautstärke) der Schwingungen wird zwar wahrgenommen [2, 3, 17], doch unterliegt dieser Parameter ausgeprägten intraindividuellen Schwankungen. D.h., dass man diesen Parameter nicht objektivieren kann, da die Übertragungsfunktion des Thorax für den Herzschall nicht bekannt ist [35].

Ein Parameter, der unaletriert durch die Thoraxwand dringt, ist die FREQUENZ. Auch früher wurde die Frequenz der Herztöne, z.B. durch die Nulldurchgänge der Schwingungen, gemessen. Es ist jedoch ein Verdienst der EDV, dass man in den letzten Jahren eine intensive Frequenzanalyse vornehmen konnte.

Mit Hilfe dieses Parameters hat z.B. eine Mainzer Forschungsgruppe [33] eine gute Korrelation zwischen der Frequenz des Ia-Tones und dem Herzvolumen gefunden. Auf die Erklärung dieser Ergebnisse unter dem Prisma der Druckstosshypothese wird später noch eingegangen.

Schliesslich sei noch die Arbeit einer Pariser Forschungsgruppe erwähnt [14]: Obwohl dieses Team von den oben erwähnten Methoden abweicht, ist seine Arbeit ein origineller Beitrag zur Frequenzanalyse in der Phonokardiographie.

Es werden nicht bestimmte Töne oder Geräusche frequenzanalytisch behandelt, sondern eine ganze Herzaktion in 26 Segmente unterteilt und deren Frequenz berechnet. Über eine Faktorenanalyse wird versucht verschiedene Krankheitsbilder zu klassifizieren.

Es stellt sich die Frage, ob darüber hinaus weitere Frequenzanalytische Parameter zu erhalten sind.

3.4.2 Frequenzanalytische Parameter

Um den physikalischen Hintergrund der frequenzanalytischen Parameter zu betrachten, muss man von der Hämodynamik des Herzens ausgehen.

Da in den Herzkammern zeitweise ein instationärer Fliessvorgang des Blutes vorliegt, treten unweigerlich Druckstossphänomene auf (Kap. 3.2), die man des schnellen Klappenschlusses wegen als JOUKOWSKI-Stoss (Kap. 2.2.5) ansehen kann.

Die infolge des Druckstosses entstandenen Schwingungen äussern sich als Herztöne, deren Frequenzen gemessen werden können.

Wie schon in den vorhergehenden Kapiteln gezeigt wurde, kann man die Druckstossphänomene am rechten Herzen für unsere Belange vernachlässigen.

Wenn man die Aktivität des linken Herzens betrachtet, ist die Zeit zwischen dem Schliessen der Mitralklappe und dem Öffnen der Aortenklappe für uns die interessanteste.

Durch den instationären Fliessvorgang, der durch das Schliessen der Mitralklappe hervorgerufen wird, entsteht der Ia-Ton. Die Dauer dieses Tones reicht über die ganze Anspannungszeit hinweg und hat den typischen Charakter eines Schliess-Stosses (siehe 2.2.5, 3.3, 3.2, ...).

Der Öffnungs-Stoss oder Ib-Ton entsteht am Ende der Anspannungszeit, wenn sich die Aortenklappe öffnet.

Die entsprechenden Frequenzen sind nur von der Fortpflanzungsgeschwindigkeit (a) des Druckstosses und einem Formfaktor K_{gf} abhängig (2.2.5).

$$f_{la} = K_{gf} \cdot a_{la}$$

$$f_{lb} = K_{gf} \cdot a_{lb}$$

Da man für unsere Belange die geometrischen Veränderungen des Herzens während der Anspannungszeit vernachlässigen kann, ist K_{gf} als unverändert anzusehen, so dass eine Frequenzänderung nur auf eine Änderung der Fortpflanzungsgeschwindigkeit des Druckstosses (a) schliessen lässt.

Das bedeutet aber, da

$$a = \sqrt{\frac{1/\rho}{1/E_{Blut} + 1/E_q}}$$

ist, und ρ und E_{Blut} als konstant angesehen werden können, dass sich die äquivalente Elastizitätsziffer E_q ändert.

Aus den angestellten Überlegungen geht demnach hervor, dass man zwei verschiedene Ziele verfolgen kann.

Eine Möglichkeit wäre, dass man ρ und E_q kennt, die Kammerlänge l bestimmt, und daraus die äquivalente Elastizitätsziffer (E_q) berechnet.

$$\text{Da} \quad E_q = \frac{1}{\frac{1/\rho}{(2 \cdot f \cdot l)^2} - \frac{1}{E_{Blut}}} \quad \text{ist.}$$

Die andere Möglichkeit wäre, nach einigen Vereinfachungen nur die Frequenzen f_a und f_b zu benutzen.

Das wäre in folgender Form zu erreichen :

Um den Formfaktor (K_{gf}) auszuschalten, und damit die Herzkammerlänge aus den Berechnungen zu eliminieren, müsste man den Quotienten der Frequenzen des la - und des lb -Tones betrachten.

Man hätte dann :

$$\frac{f_{la}}{f_{lb}} = \frac{K_{gf} \cdot a_{la}}{K_{gf} \cdot a_{lb}}$$

Das wäre explizit :

$$\frac{f_{la}}{f_{lb}} = \sqrt{\frac{1/E_{Blut} + 1/E_{lb}}{1/E_{Blut} + 1/E_{la}}}$$

Diese Formel kann man weiter vereinfachen, wenn man berücksichtigt, dass $1/E_{Blut}$ sowohl im Nennner als auch im Zähler vorkommt; dabei aber E_{Blut} ungefähr $3 \cdot 10^4$ mal grösser als $E_{Myokard}$ ist.

$$(E_{Blut} \approx 2,06 \cdot 10^9 \text{ kg/ms}^2; E_{Myokard} \approx 6,9 \cdot 10^4 \text{ kg/ms}^2)$$

In erster Näherung wäre dann mit dem Ausdruck :

$$\frac{f_{la}}{f_{lb}} \approx \sqrt{\frac{E_{la}}{E_{lb}}} \quad \text{bzw.} \quad \frac{E_{la}}{E_{lb}} \approx \left(\frac{f_{la}}{f_{lb}}\right)^2$$

zu arbeiten.

Während der erste Weg Aufschluss über den Myokardzustand gibt, macht die zweite Möglichkeit Aussagen über die Veränderung des Myokards während der Anspannungszeit.

Um die Aussagekraft dieser beiden Parameter zu prüfen, sind weitere Untersuchungen erforderlich.

Mit dem physikalischen Hintergrund der Tonentstehung kann man auch die Ergebnisse der Mainzer Forschungsgruppe erklären ³³ (s. Kapitel 3.5).

Die Korrelation zwischen der Frequenz des la-Tones und dem Volumen des Herzens erklärt sich aus :

$$f_{la} = \frac{a_{la}}{l}$$

wobei l die Länge der Herzkammer mit deren Volumen korreliert (s. Kapitel 3.3).

3.5 Ergebnisse

Wie bereits in der Einleitung gesagt, war das Ziel der vorliegenden Arbeit die Entstehung der Herztöne mit Hilfe der Druckstosshypothese zu erklären und darüber hinaus Richtgrößen zu erarbeiten, die diese Hypothese erhärten.

Da im Rahmen dieser Arbeit nicht alle Probleme über die Entstehung der Herztöne geklärt werden konnte, war das Bestreben darauf gerichtet, die wichtigsten Fragen zu beantworten. Das Hauptaugenmerk richtete sich dabei auf die linke Herzkammer, im speziellen auf den I. Herzton. Zur Klärung der Fragen um den I. Herzton wurden sowohl Tierversuche als auch Messungen an Kinder durchgeführt.

Freundlicherweise wurden mir von der Mainzer Arbeitsgruppe die Messergebnisse ihrer Arbeit [33] zur Verfügung gestellt, so dass über das gesteckte Ziel hinaus auch die Parameter, die im vorigen Kapitel erarbeitet wurden, anhand von Messdaten geprüft werden konnten.

3.5.1 Tierversuche

Die Tierversuche wurden am Physiologischen Institut der Universität Düsseldorf unter Leitung von Prof. Dr. G. Arnold durchgeführt. Es handelt sich um eine Serie von Experimenten an 6 Hunden im Rahmen des physiologischen Praktikums.

Es wurde folgende Methodik angewandt :

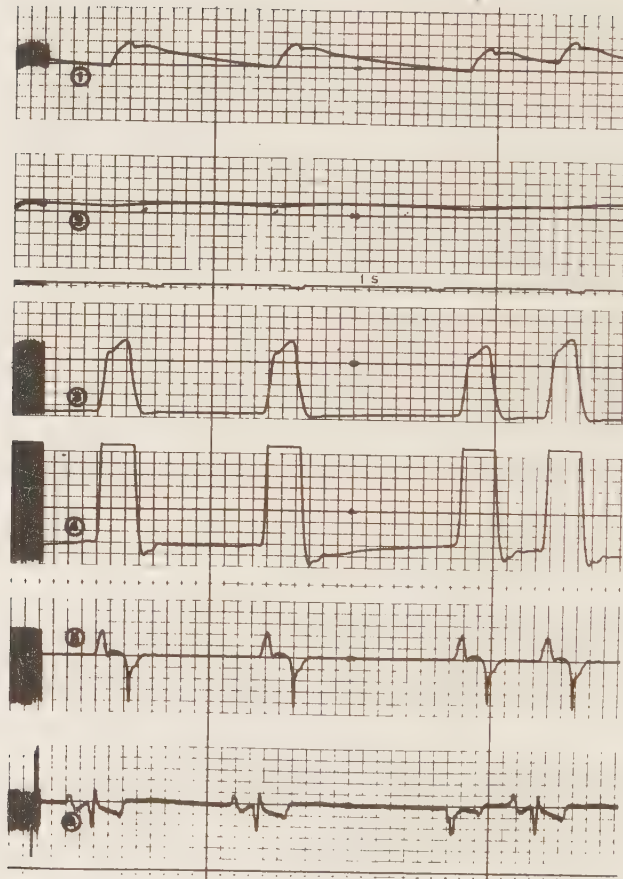
Mischrassige Hunde beiderlei Geschlechts mit einem Gewicht zwischen 17 und 33 kg Körpergewicht wurden mit 1 g Thiobarbital (Inaktin, Fa. Promonta) narkotisiert. Nach Gabe von 2 mg Pankaronium^R intravenös wurden die Tiere auf dem Operationstisch in Rückenlage fixiert und anschliessend intubiert. Die Beatmung erfolgte mit Hilfe eines kombinierten Beatmungssystems (BYRD Mark 4 und BYRD Mark 8) mit einem Sauerstoff-Lachgasgemisch (Verhältnis 2 : 1) und Halothan^R zwischen 0,3 und 1,5 %.

Folgende Gefässe wurden freigelegt : die beiden Aa. femorales, die beiden Vv. femorales, die beiden Aa. carotides, die rechte V. jugularis sowie die rechte A. brachialis. Ferner wurden beide Nn. vagi freipräpariert und angeschlungen. Zur Blutentnahme bzw. zur Infusion wurde eine A. femoralis und beide Vv. femorales

kanuliert. Über die rechte A. brachialis wurde ein Doppeltippmanometer (PC-700) der Fa. Millar unter Röntgenkontrolle soweit in den linken Ventrikel vorgeschoben, dass mit Hilfe des Druckaufnehmers an der Spitze der intra-ventrikuläre Druck gemessen werden konnte. Mit dem ca. 5 cm dahinter befindlichen zweiten Druckaufnehmer konnte der Aortendruck unmittelbar hinter der Aortenklappe gemessen werden. Über die linke A. femoralis wurde ein weiteres Tippmanometer (PC-470) der Fa. Millar bis in die Höhe der Teilungsstelle der Aorta in die As. iliaca zur Messung des peripheren Drucks vorgeschoben. Über die rechte V. jugularis wurde ein COURNAND-Katheter bis in den rechten Vorhof vorgeschoben. Verbunden mit einem STATHAM P-23-BB-Druckaufnehmer wurde somit der Vorhofdruck rechts gemessen. Aus dem Beatmungstubus wurde ein Teil der Inspirations- und Expirationsluft durch ein URAS-Gerät zur fortlaufenden Messung der Kohlendioxidkonzentration geleitet. Schliesslich wurde mit Nadelelektroden das EKG in Ableitung I von der Oberfläche abgenommen.

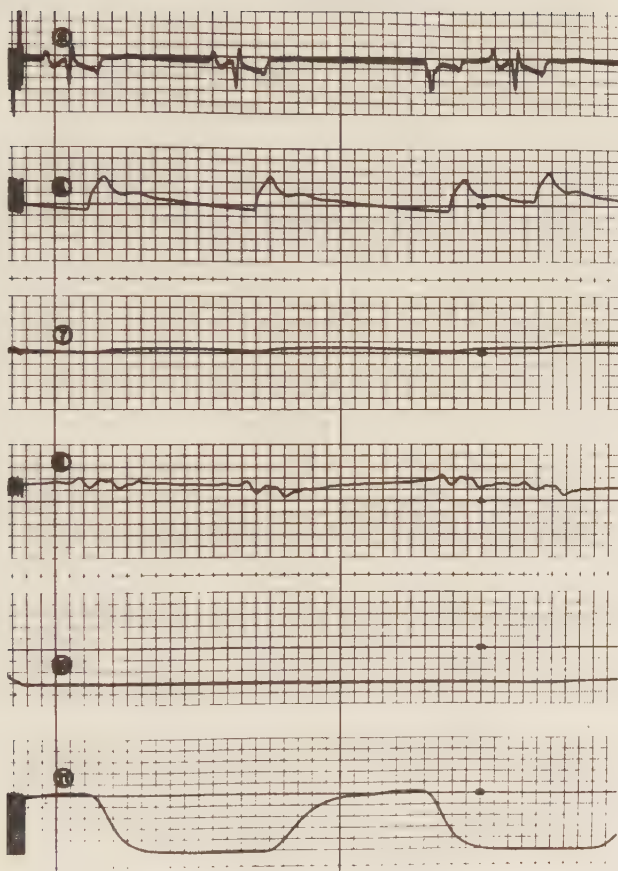
Registriert wurden fortlaufend auf einem 12-Kanalregistrator der Fa. BUSCH Instruments :

1. der phasische Druck in der Aorta ascendens,
2. der mittlere Druck in der Aorta ascendens,
3. der Druck im linken Ventrikel,
4. der Druck im linken Ventrikel, fünfmal empfindlicher registriert, um ein genaues Ablesen des enddiastolischen Füllungsdrucks zu ermöglichen,
5. die Druckanstiegs- und Abfallgeschwindigkeit dp/dt ,
6. der phasische und
7. mittlere Druck in der Aorta abdominalis,
8. der rechte Vorhofdruck
9. das EKG,
10. die Herzfrequenz und
11. die Kohlendioxidkonzentration in der Inspirations- und Expirationsluft (s. Bild 8a und 8b).



1-P_{Ao}; 2-P_{Ao}; 3-P_{LV}; 4-5* P_{LV}; 5-dp/dt; 9-EKG (s. Seite 45).

Bild 8a



9-EKG; 6-P_{Aab}; 7-P_{Aab}; 8-P_{RVorh.}; 10-Herfrequenz; 11-CO₂-Konzentration
(s. Seite 45).

Bild 8b

Punktförmig wurden gemessen : der Sauerstoffdruck, der Kohlensäuredruck, der pH-Wert und der Hämatokrit des arteriellen Blutes.

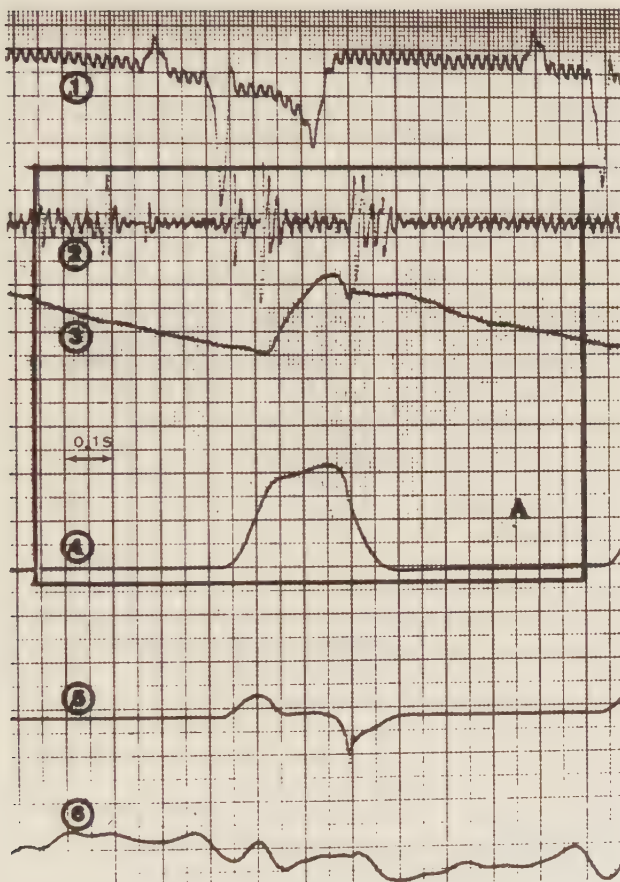
Von den angeführten Messgrößen wurden für die Verarbeitung über EDV und die Auswertung im Rahmen dieser Arbeit nur EKG, der phasische Druck in der Aorta ascendens, der Druck im linken Ventrikel, der dp/dt , der periphere Druck und der rechte Vorhofdruck auf Analogband registriert. Hinzu wurde noch der Kanal M_0 (gefiltert nach Mass-Weber) des PKG aufgenommen (s. Bild 9). Es wurde ein Analogbandgerät der Fa. Bell u. Howell vom Typ ADR-1000 verwandt.

Folgende Versuche wurden durchgeführt :

Versuchsablauf :

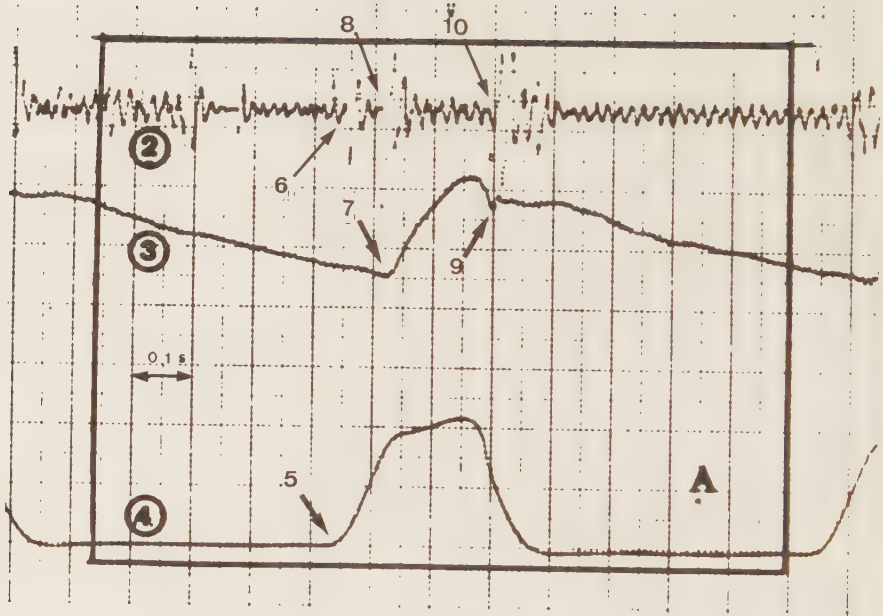
1. Abklemmung beider Aa. carotides
2. Gabe von Adrenalin in einer Dosis von $1 \mu g$ pro kg Körpergewicht und Minute
3. Gabe von Noradrenalin in einer Dosis von $1 \mu g$ pro kg Körpergewicht und Minute
4. Gabe von Isoproterenol in einer Dosis von $1 \mu g$ pro kg Körpergewicht und Minute
5. Reizung des isolierten rechten N. vagus bis zum Auftreten einer starken Bradykardie bzw. Herzstillstand

Beim Sichten der Kurven wurden anhand der Druckkurven (Aorten- und linker Ventrikeldruck) der Zeitpunkt des Schliessens der Aortenklappe festgelegt. In 98 % der gesichteten Herzaktionen konnte im PKG der Beginn des Ib, und des II. Herztones übereinstimmend mit den Druckkurven erkannt werden. Beim Öffnen der Aortenklappe war die Veränderung des Schwingungsmodus zu erkennen (Bild 9 und Vergrößerung a). Die Schwingungsänderung zwischen Ia- und Ib-Ton wurde mit steigendem dp/dt deutlicher. In Bild 9 haben wir einen hohen Wert für dp/dt (1900 mm Hg/s.) Die Schwingungsänderung ist demnach auch gut sichtbar.



1-EKG; 2-PKG; 3-P_{Aa}; 4-P_{LV}; 5-dp/dt; 6-P_{RVorh.}

Bild 9



- 2 - PKG
- 3 - Aortendruck
- 4 - Druck in der linken Herzkammer
- 5 - Beginn der isometrischen Kontraktion
- 6 - Beginn des Ia-Tones (Schliess-Stoss, ausgelöst durch das Schliessen der Mitralklappe)
- 7 - Beginn der Austreibung
- 8 - Beginn des Ib-Tones (Öffnungs-Stoss, ausgelöst durch das Öffnen der Aortenklappe)
- 9 - Inzisur
- 10 - Beginn des II. Tones (Schliess-Stoss, ausgelöst durch das Schliessen der Aortenklappe)

Bild 9 - Vergrösserung A

3.5.2 Echokardiographische Vergleichsuntersuchungen bei Kindern

Zur weiteren Absicherung der Hypothesen wurden simultane Aufzeichnungen des Echokardiogrammes, einer EKG-Ableitung und des Phonokardiogrammes erstellt.

Die Aufzeichnungen wurden in der Kinderklinik der Universität Giessen in Zusammenarbeit mit Herrn Dr. Hagel an herzgesunden Kindern aufgenommen. Zum Aufzeichnen der Echokardiogramme sowie der anderen zwei Kanäle wurde das Gerät "Echo-cardio-visor 01" von der Fa. Organon Teknika verwandt. An dem Gerät wurden von der Herstellerfirma einige Veränderungen vorgenommen, so dass der Papiervorschub bis auf 20 cm/sec hochgesetzt werden konnte.

Die Echo-Aufnahmen wurden mit einem konventionellen Einzelaufnehmer (Transducer) mit einer Frequenz von 4,5 MHz gemacht.

Die Fragestellung bei den Kinder-Echo-Aufnahmen war ähnlich wie bei den Tierversuchen.

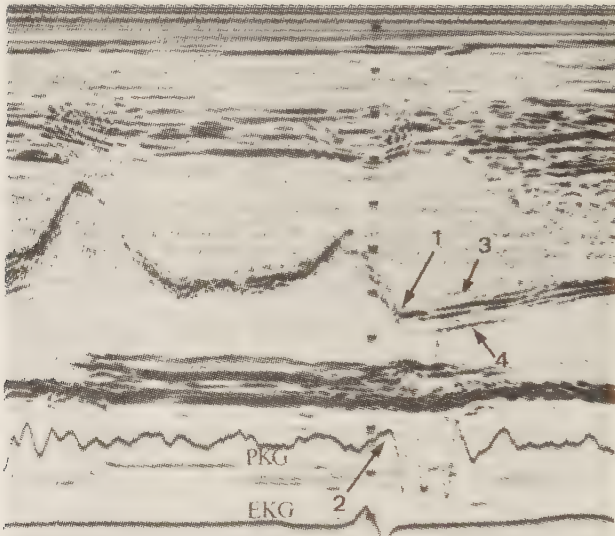
Welche Druckstossphänomene generieren den I. und II. Herzton, und ist der Ib-Ton der Öffnungstoss der Aortenklappe ?

Die Ergebnisse, d.h. die Echo-Aufnahmen, stellten sich klarer als die Druckkurven dar.

In Bild 10 ist der Mitralklappenschluss mit der dazugehörigen Schwingung des I. Tones dargestellt. Der Schluss der Mitralklappe kann den Beginn des I. Tones zugeordnet werden [36], obwohl laut Literatur [2] dieses nicht genau zutrifft.

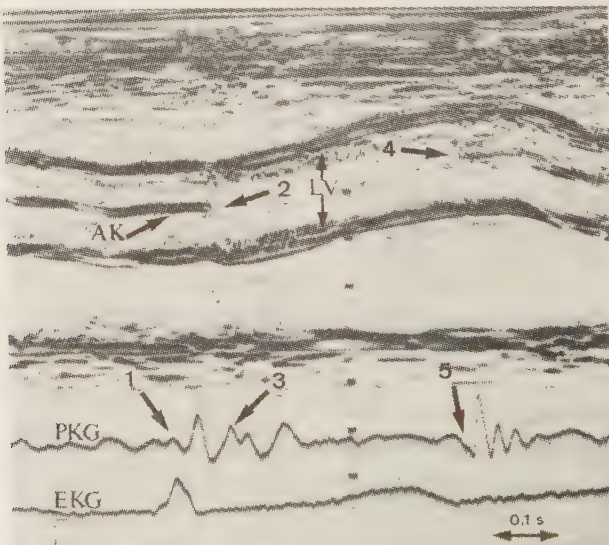
In Bild 11 sind das Schliessen und Öffnen der Aortenklappe und die dazugehörigen Schwingungsphänomene deutlich sichtbar.

Bei der Aufnahme aus Bild 12 handelt es sich um den Versuch, aus EKG, PKG und Echoaufnahme der Aortenklappe die Anspannungszeit (PEP) und die Austreibungszeit (LVET) zu vermessen. Die mittleren Werte, die dabei berechnet wurden, haben eine verhältnismässig kleine Standardabweichung. In diesem Bild ist die Änderung des Schwingungsmodus (2) gut zu erkennen.



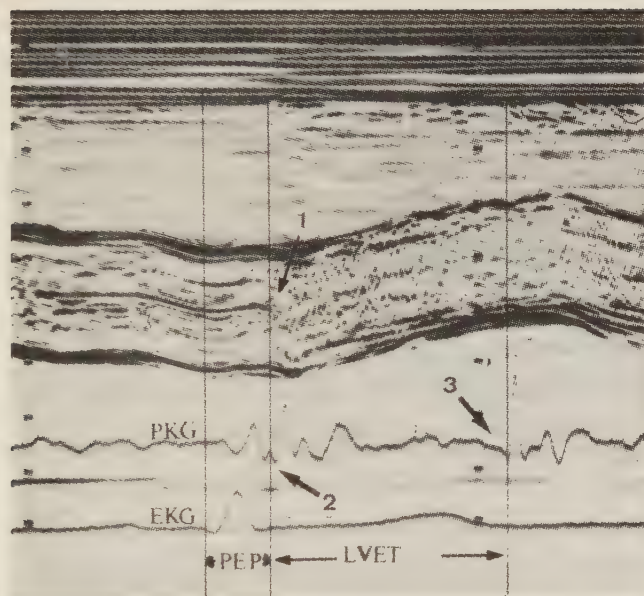
1. Schluss der Mitralklappe, 2. Beginn des I. Tones,
2. vorderes Mitralsegel, 4. hinteres Mitralsegel

Bild 10



- AK-Aortenklappe, LV-linker Ventrikel, 1-Beginn des I. Tones,
2-Aortenklappenöffnung, 3-Beginn des Ib-Tones, 4-Schliessen der
Aortenklappe, 5-Beginn des II. Tones

Bild 11



PEP-Anspannungszeit, LVET-Austreibungszeit, 1-Schliessen der Aortenklappe, 2-Beginn des Ib-Tones, 3-Beginn des II. Tones.

$\overline{PEP} = 71,2 \pm 1,5 \text{ ms}$; $\overline{LVET} = 267,6 \pm 2,2 \text{ ms}$;

(der Konfidenzintervall wurde nach der Formel $\mu = \bar{x} \pm t_{\alpha; n-1} \cdot s/\sqrt{n}$ berechnet).

Bild 12

3.5.3 Testen von Parametern

Das Testen der Parameter, erarbeitet im Kapitel 3.4.2, wurde anhand der Messergebnisse der Mainzer Arbeitsgruppe [33] vorgenommen.

Bei dem Material handelt es sich um das Herzvolumen, das nach der "Anordnung der Herzfernaufnahme nach Musshoff und Reindell" mit der "Methode nach Watzke" [39], bestimmt wurde. Die Frequenzkomponenten des Ia- und Ib-Anteils des 1. Herztones sind "mittlere Frequenzen" der Patienten. Es handelt sich hierbei um ein Kollektiv von "40 herzgesunden Normalpersonen im Alter von 18 - 20 Jahren" und um ein Kollektiv von 26 Hypertonikern verschiedener Altersgruppen".

Unter der Annahme, die Länge der Herzkammer sei gleich der Höhe eines Kegels, dessen Basis-Durchmesser gleich der Höhe ist [34], wurden die Elastizitätsmodule für den Ia- und Ib-Anteil ausgerechnet. Dabei wurde auf Anraten von Herrn Prof. Dr. Schmidt-Schönbein (Aachen) $E_{\text{Blut}} \approx E_{\text{Wasser}}$ und $\rho_{\text{Blut}} \approx \rho_{\text{Wasser}}$ eingesetzt.

Die Ergebnisse sind im Anhang Tabelle A zu finden. Weiterhin sind in der Tabelle die Differenzen $E_{\text{Ia}} - E_{\text{Ib}}$, die relativen Differenzen $(E_{\text{Ib}} - E_{\text{Ia}})/E_{\text{Ia}}$ und der Quotient $E_{\text{Ia}}/E_{\text{Ib}}$ aufgeführt.

Es ist zu beobachten, dass bei beiden Kollektiven (Normalpatienten und Hypertonikern) der Ia-Ton eine höhere Frequenz als der Ib-Ton hat (s. Tabelle 4).

Die erste Frage war die, ob diese Abweichung nur zufälliger Natur ist (H_0 -Hypothese). Es wurden die Frequenzen Ia- gegen Ib sowohl für die Normalpatienten als auch für die Hypertoniker geprüft.

Der t-Test ergab bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 %, dass die H_0 -Hypothese bei allen Vergleichen abzulehnen ist (s. Anhang und Tabelle 5), d.h. die Frequenzänderung von Ia- zu Ib- Ton ist nicht zufälliger Natur.

Messgr.	Normalpat.		Hypertoniker	
	Mittlere Werte	Var.Koef.	Mittlere Werte	Var.Koef.
f_{1a}	$38,95 \pm 2,74$	22,07	$26,46 \pm 2,62$	28,73
f_{1b}	$29,50 \pm 1,99$	21,08	$20,62 \pm 2,42$	29,27
E_{q1a}	79955 ± 8556	33,84	52935 ± 8004	37,42
E_{q1b}	46370 ± 5278	35,99	31974 ± 5952	46,08

(Die Frequenzen sind in Hz, die E_q -Werte in Kg/ms^2 angegeben.)

Tabelle 4

Gruppe	Messwerte	$t_{\text{berechnet}}$	t -Tabelle	H_0 -Hypothese
Norm.Pat.	$f_{1a} - f_{1b}$	11,01	$t_{0,05} = 2,02$	Abgelehnt
Hypert.	idem	7,43	$t_{0,05} = 2,05$	- "-
Norm.Pat.	$E_{1a} - E_{1b}$	10,0	$t_{0,05} = 2,02$	- "-
Hypert.	idem	6,74	$t_{0,05} = 2,05$	- "-

Tabelle 5

Norm.Pat.	Hypertoniker	$t_{\text{berechnet}}$	$t_{0,05;64}$	H_0 -Hypothese
f_{1a}	f_{1a}	6.02	2.00	abgelehnt
f_{1b}	f_{1b}	5.73	2.00	abgelehnt
E_{q1a}	E_{1a}	4.38	2.00	abgelehnt
E_{q1b}	E_{q1b}	3.58	2.00	abgelehnt
$E_{q1a} - E_{q1a}$	$E_{1a} - E_{1a}$	2.37	2.00	abgelehnt
$(E_{q1a} - E_{q1b})$	$(E_{1a} - E_{1b})$	0.19	2.00	akzeptiert
E_{q1a}	E_{1a}			
E_{q1a}/E_{q1b}	E_{1a}/E_{1b}	1.19	2.00	akzeptiert

Tabelle 6

Auch die berechneten (s. 3.5.1) äquivalenten Elastizitätsziffern wurden auf die gleiche Weise getestet und der Unterschied als signifikant befunden (s. Anhang und Tabelle 5).

Eine Zusammenstellung der mittleren Werte der Frequenzen und E_q -Ziffern für die zwei Kollektive sind in Tabelle 4 angegeben, wobei ein 95 %-Konfidenzintervall angegeben wurde. Damit man die Streuung der verschiedenen Wertegruppen vergleichen kann, wurden die Variationskoeffizienten mit angegeben ($v = 100 s/\bar{x}$).

Weiter wurde beobachtet, dass die Frequenzen bei den Hypertonikern niedriger liegen als die entsprechenden Frequenzen bei den Normalpersonen, das Gleiche gilt auch für die E_q -Werte.

Auch in diesem Falle wurde getestet, ob die Abweichungen zufälliger Natur sind. Ausserdem wurden auch noch andere abgeleitete Grössen, wie $E_{qla} - E_{qlb}$, $(E_{qla} - E_{qlb})/E_{qla}$ und E_{qlb}/E_{qla} getestet.

Die Ergebnisse des t-Testes (Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 %) sind in Tabelle 6 zusammengefasst, wobei mit "abgelehnt" die Datengruppen bezeichnet wurden, die sich signifikant voneinander unterscheiden.

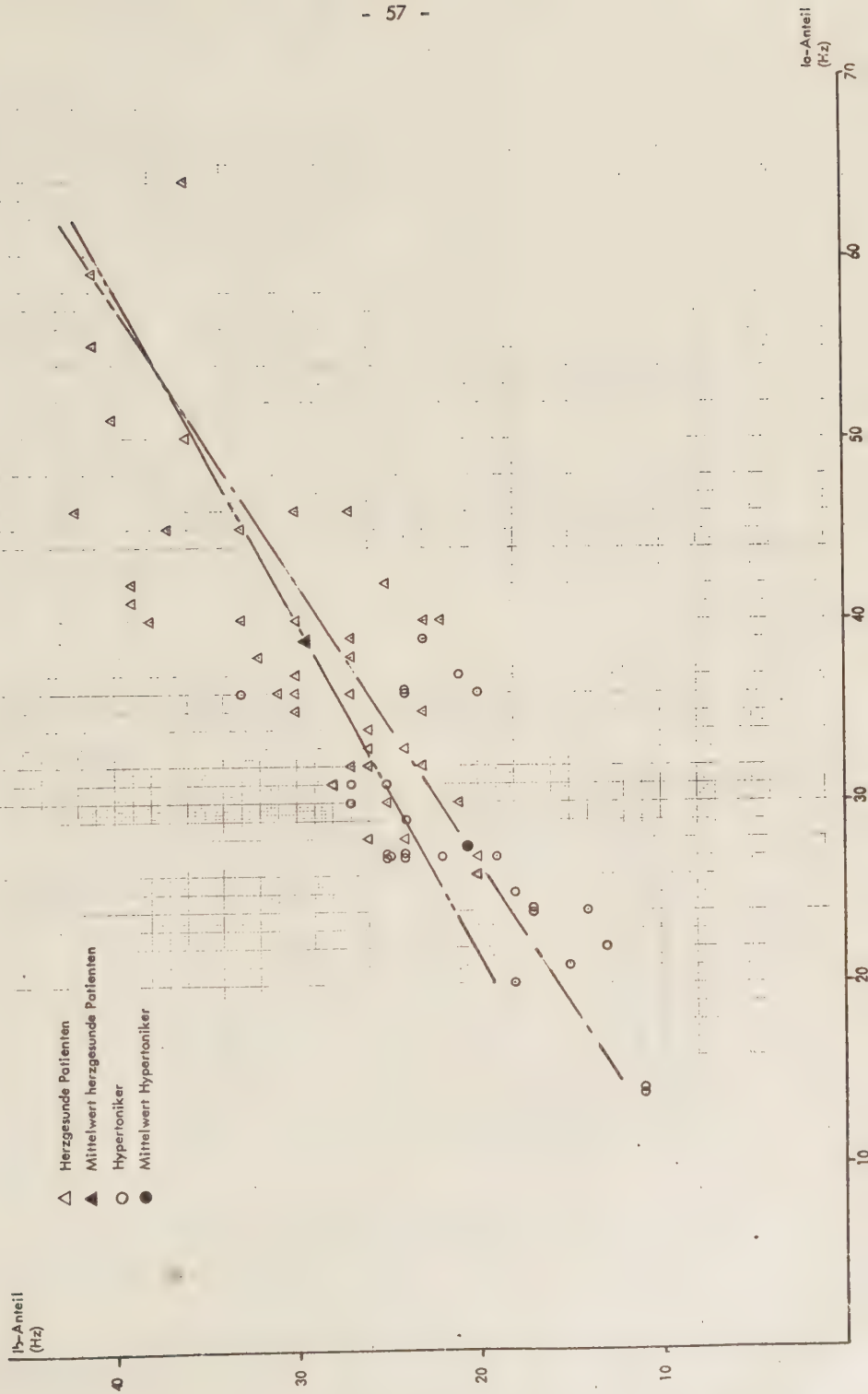
Da eine Beziehung zwischen den Frequenzen des la- und lb-Tones vermutet wurde, wurden sowohl für die Normalpersonen als auch für die Hypertoniker Regressionsgeraden dargestellt und berechnet (Bild 13). Um die Frage zu beantworten, ob die beiden Regressionsgeraden signifikant verschieden voneinander sind (bzw. deren Regressionskoeffizienten) wurde eine Varianzanalyse durchgeführt (s. Anhang). Auf Grund der erhaltenen Ergebnisse konnte H_0 nicht akzeptiert werden, d.h., dass sich die Regressionsgeraden nicht signifikant voneinander unterscheiden. ($F=3,22 < F_{0,95; 1; 64} = 3,99$)
Zu dem gleichen Schluss führte der Test bei den E_q -Ziffern (Bild 14).

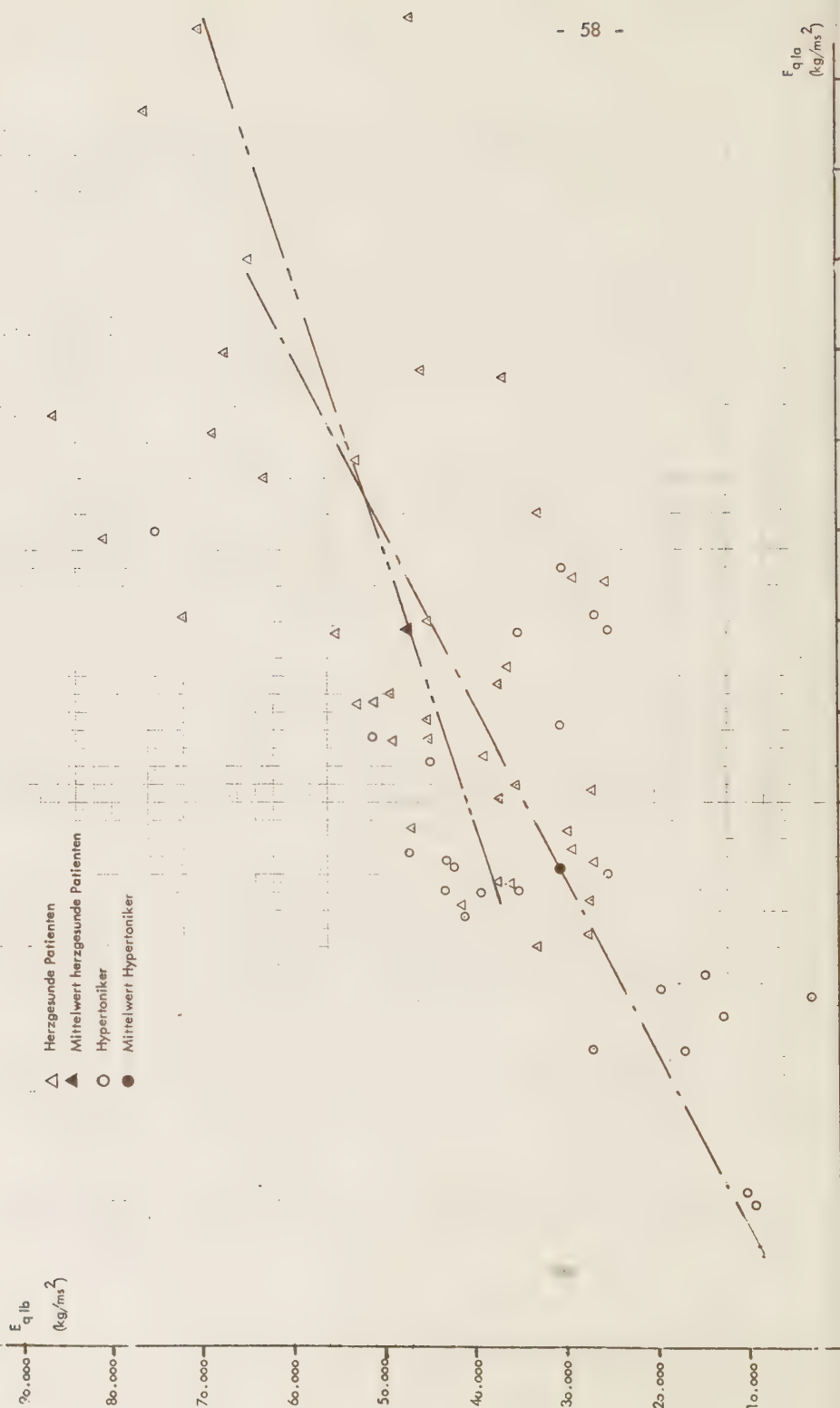
$$F = 1,39 < F_{0,95; 1; 64} = 3,99$$

Die Ergebnisse dieser Tests deuten darauf hin, dass beide Töne durch das gleiche Phänomen entstehen.

Bild 13

Regressionsgeraden der Frequenzen



Regressionsgeraden der E_q -Werte

4. Zusammenfassung

Der instationäre Fliessvorgang ist durch die örtliche und zeitliche Änderung der Fliessgeschwindigkeit gekennzeichnet

$$\frac{\partial v}{\partial x} \neq 0; \frac{\partial v}{\partial t} \neq 0$$

Dieser Fliessvorgang tritt bei jedem Klappenschluss und jeder Klappenöffnung auf und hat das Phänomen des Druckstosses zur Folge.

Infolge der Verzögerung oder Beschleunigung der Flüssigkeitsmasse tritt eine lokale Druckerhöhung (der Druckstoss) auf, die sich von der Klappe in der Flüssigkeit als Longitudinalwelle und der Wandung als Transversalwelle zur Herzspitze mit der Geschwindigkeit

$$a = \sqrt{\frac{1/\rho}{\frac{1}{E} + \frac{1}{E_q}}}$$

fortpflanzt. Von da wird die Druckwelle zurückreflektiert usw. Wenn die Schliesszeit der Klappe

$$T_s \leq 2l/a$$

ist (l = Weglänge der Welle), spricht man vom Joukowski-Stoss. Im Falle des Joukowski-Stosses ist der Druckstoss eine periodische Schwingung, deren maximale Druckerhöhung

$$\Delta h_{\max} \approx a V_o$$

von der Wellengeschwindigkeit und der Fliessgeschwindigkeit der Flüssigkeit vor dem Klappenschluss abhängt.

Der vom Öffnen der Klappe herrührende Druckstoss hat einen aperiodisch abklingenden Charakter, wobei die Druckverminderung eine komplizierte Abhängigkeit annimmt.

Die Grundschiwingung der transversalen Welle pflanzt sich an die Körperoberfläche fort und wird als Herzton der Frequenz

$$f = a/2l \quad [\text{Hz}]$$

wahrgenommen.

Die Longitudinalwelle kann bei Katheter-Druckmessungen im linken Ventrikel registriert werden.

Unter normalen Verhältnissen ist der Druckstoss hauptsächlich am linken Ventrikel wahrnehmbar.

Alle Töne können mit Hilfe der Druckstosstheorie erklärt werden. Während der Ia-Ton der Druckstoss ist, der infolge des Schliessens der Mitralklappe entsteht, stellt der Ib-Ton den Öffnungsstoss der Aortenklappe dar. Der zweite Ton ist der Schliess-Stoss der Aortenklappe und möglicherweise der anschliessende Öffnungsstoss der Mitralklappe. Beiträge der Pulmonalklappe können bei beiden Tönen mitwirken.

Da die Frequenz Informationen sowohl über die Dimension als auch über den Myokardzustand enthält, kann sie als Parameter bei der unblutigen kardiologischen Vorfelduntersuchung benutzt werden. Man muss sich dessen bewusst ein, dass der äquivalente Elastizitätsmodul des Herzens

$$E_q = f(C, E, J, t)$$

eine komplizierte Funktion der Kontraktilität "C", des Elastizitätsmoduls im Hook'schen Sinne "E" und der Retardationsfunktion "J" ist. Da beim ersten Herzton der Ia-Anteil Aufschluss über den Myokardzustand während der Anspannungszeit gibt, der Ib-Anteil den Zustand am Beginn der Austreibung widerspiegelt, und sich die geometrischen Gegebenheiten während beiden Anteilen nicht ändern, ist der erste Herzton wohl der geeignetste für Messungen über den Myokardzustand mit Hilfe der Frequenzanalyse.

Anhand der Messungen eines Kollektivs von herzgesunden Patienten und eines Kollektivs von Hypertonikern kann gesagt werden, dass es lohnend scheint, eine umfassendere Studie über den äquivalenten Elastizitätsmodul E_q zu machen.

5. ANHANG

```

001 C      PROGRAMM: DRUST
002 C
003 C      PROGRAMM ZUR BERECHNUNG UND ZEICHNEN DES RELATIVEN
004 C      ENERGIEHOEHENZUWACHSES
005 C
006 C      COMMON Y(52),Y1(52),X(52)
007 C      RO=13.55
008 C      GR=9.81
009 C      DL=10.
010 C      XT=0.
011 C
012 C      EINGABETEIL
013 C
014 C      DO 1 I=1,50
015 C      XT=XT+0.1
016 C      1 X(I)=XT
017 C      4 CONTINUE
018 C      WRITE(4,1007)
019 C      1007 FORMAT(1X,'EINGABE DER DRUCKHOEHEN IN CM HG,,UND FLIESSGESCHW,F6$)
020 C      READ(4,1008) DH,DV
021 C      1008 FORMAT(2F5.2)
022 C
023 C      BERECHNUNG VON (HD/H0)
024 C
025 C      DO 2 I=1,50
026 C      C=DL*DV/(GR*DH*X(I)*RO)
027 C      C=C+C
028 C      CW=SQRT(C+C*C/4.)
029 C      Y(I)=C/2.+CW
030 C      Y1(I)=C/2.-CW
031 C      2 CONTINUE
032 C
033 C      SCHREIBEN VON (HD/H0)
034 C
035 C      DDH=DH*10.
036 C      WRITE(6,1001)DDH,DV
037 C      WRITE(6,1002)(X(K),Y(K),Y1(K),K=1,50)
038 C      1001 FORMAT(1H1,15X,'ENERGIEHOEHENZUWACHS FUERS,F6.2,MM HG, FLIESSGESCH
039 C      1HW,S,F6.2,SCM/SS,/15X,'SOEFFNUNGS-,SCHLIESS-ZEITS,6X,'ENERGIEH.+S,6
040 C      2X,'ENERGIEH.-S)
041 C      1002 FORMAT(25X,F5.2,14X,E11.4,5X,E11.4)
042 C
043 C      PLOTEN DER KURVEN
044 C
045 C      XAXL=8.
046 C      YAXL=8.
047 C      CALL PLOTS(10.,10.,2)
048 C      R=8.75
049 C      PAUSE 1
050 C      DO 10 I=1,5
051 C      CALL PLOT(1.,R,3)
052 C      CALL PLOT(8.5,R,12)
053 C      10 R=R+.25
054 C      R=1.25
055 C      PAUSE 2
056 C      DO 11 I=1,29
057 C      CALL PLOT(R,8.75,3)
058 C      CALL PLOT(R,9.75,12)
059 C      11 R=R+.25
060 C      CALL PLOT(1.,8.75,3,1)

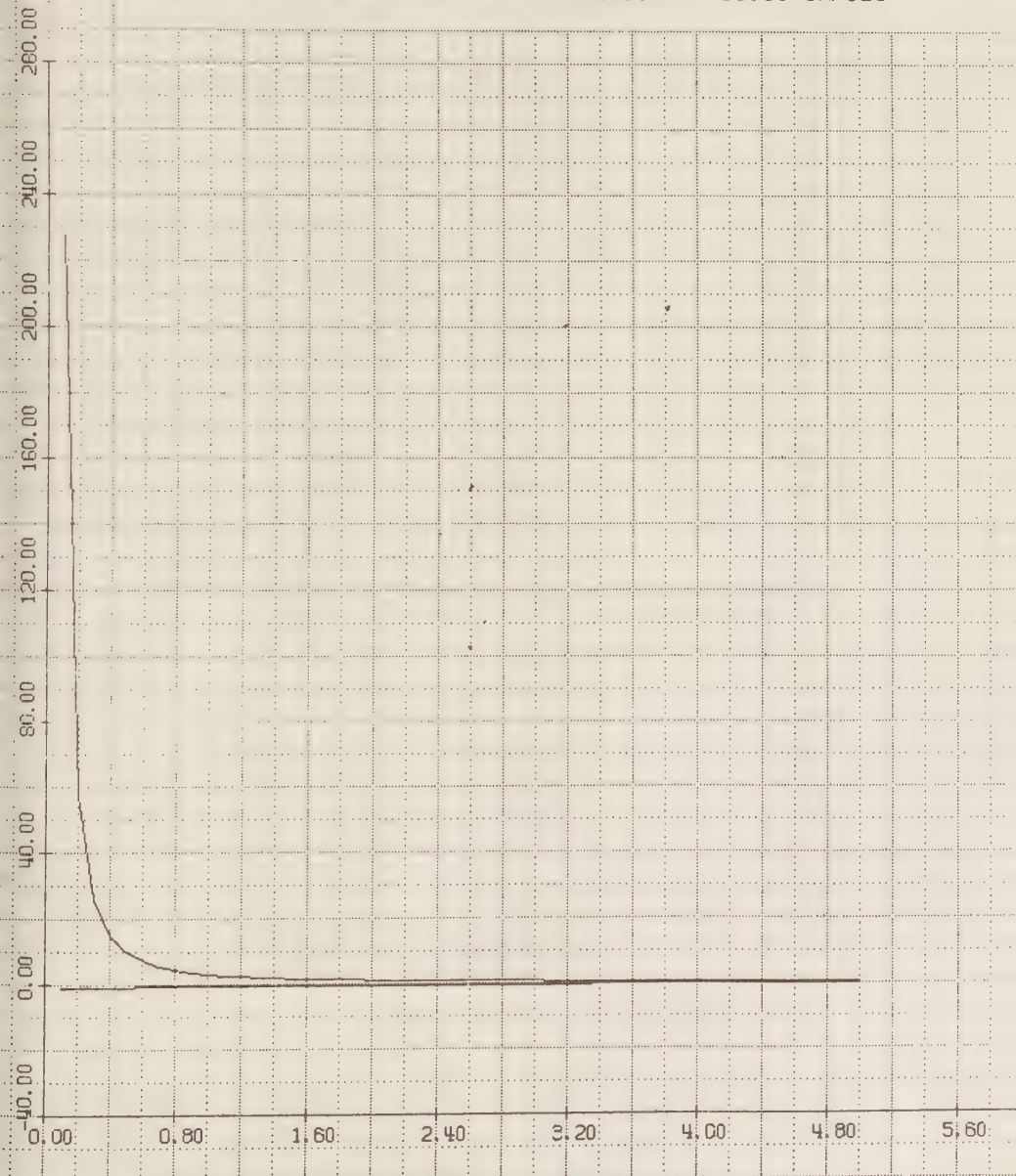
```

```
061      CALL PLOT(8,5,8.75,2,1)
062      CALL PLOT(8,5,9.75,2,1)
063      CALL PLOT(1.,9.75,2,1)
064      CALL PLOT(1.,8.75,2,1)
065      CALL SYMBOL(1.50,9.5,.125,0,0.,0)
066 1003  FORMAT(52H RELATIVER ENERGIEHUEHEN-ZUWACHS (HD/H0) FUER EINEN )
067      CALL SYMBOL(1.50,9.,.125,0,0.,0)
068 1004  FORMAT(11H DRUCK VON )
069      CALL NUMBER(999.,9.,.125,00H,0.,-1)
070      CALL SYMBOL(999.,9.,.125,0,0.,0)
071 1005  FORMAT(27H MM HG. UND FLIESSGESCHW. )
072      CALL NUMBER(999.,9.,.125,0V,0.,2)
073      CALL SYMBOL(999.,9.,.125,0,0.,0)
074 1006  FORMAT(8H CM/SEC )
075      RMIN=1.E+10
076      PAUSE 3
077      DO 12 II=1,50
078      IF(RMIN,GT.Y1(II)) RMIN=Y1(II)
079 12  CONTINUE
080      Y50=Y(50)
081      Y(50)=RMIN
082      CALL SCALE(X(1),XAXL,50,1)
083      CALL SCALE(Y(1),YAXL,50,1)
084      Y(50)=Y50
085      CALL AXIS(.5,.5,0.,-1,XAXL,0.,X(51),X(52))
086      CALL AXIS(.5,.5,0.,0,YAXL,90.,Y(51),Y(52))
087      CALL PLOT(.5,.5,-3)
088      CALL LINE(X(1),Y(1),50,1,0,0)
089      Y1(51)=Y(51)
090      Y1(52)=Y(52)
091      PAUSE 4
092      CALL LINE(X(1),Y1(1),50,1,0,0)
093      CALL PLOT(.5,.5,999)
094      GOTO 4
095      STOP
096      END
```

ENERGIEHOEHENZUWACHS FUER 5.00MM HG, FLIESSGESCHW, 10.00CM/S		
DEFFNUNGS-, SCHLIESS-ZEIT	ENERGIEH. +	ENERGIEH. -
0.10	0.2274E+03	-0.9956E+00
0.20	0.5758E+02	-0.9829E+00
0.30	0.2612E+02	-0.9631E+00
0.40	0.1509E+02	-0.9378E+00
0.50	0.9964E+01	-0.9088E+00
0.60	0.7166E+01	-0.8775E+00
0.70	0.5465E+01	-0.8453E+00
0.80	0.4350E+01	-0.8131E+00
0.90	0.3576E+01	-0.7815E+00
1.00	0.3015E+01	-0.7509E+00
1.10	0.2593E+01	-0.7216E+00
1.20	0.2266E+01	-0.6938E+00
1.30	0.2007E+01	-0.6674E+00
1.40	0.1798E+01	-0.6425E+00
1.50	0.1625E+01	-0.6191E+00
1.60	0.1481E+01	-0.5970E+00
1.70	0.1360E+01	-0.5762E+00
1.80	0.1255E+01	-0.5566E+00
1.90	0.1165E+01	-0.5382E+00
2.00	0.1087E+01	-0.5208E+00
2.10	0.1018E+01	-0.5044E+00
2.20	0.9567E+00	-0.4889E+00
2.30	0.9023E+00	-0.4743E+00
2.40	0.8535E+00	-0.4605E+00
2.50	0.8096E+00	-0.4474E+00
2.60	0.7699E+00	-0.4350E+00
2.70	0.7338E+00	-0.4232E+00
2.80	0.7008E+00	-0.4120E+00
2.90	0.6706E+00	-0.4014E+00
3.00	0.6428E+00	-0.3913E+00
3.10	0.6172E+00	-0.3817E+00
3.20	0.5935E+00	-0.3725E+00
3.30	0.5716E+00	-0.3637E+00
3.40	0.5511E+00	-0.3553E+00
3.50	0.5321E+00	-0.3473E+00
3.60	0.5143E+00	-0.3396E+00
3.70	0.4977E+00	-0.3323E+00
3.80	0.4820E+00	-0.3252E+00
3.90	0.4673E+00	-0.3185E+00
4.00	0.4535E+00	-0.3120E+00
4.10	0.4404E+00	-0.3058E+00
4.20	0.4281E+00	-0.2998E+00
4.30	0.4164E+00	-0.2940E+00
4.40	0.4054E+00	-0.2885E+00
4.50	0.3949E+00	-0.2831E+00
4.60	0.3849E+00	-0.2779E+00
4.70	0.3754E+00	-0.2730E+00
4.80	0.3664E+00	-0.2682E+00
4.90	0.3578E+00	-0.2635E+00
5.00	0.3496E+00	-0.2590E+00

RELATIVER ENERGIEHÖHEN-ZUWACHS (H_0/H_D) FÜR EINEN

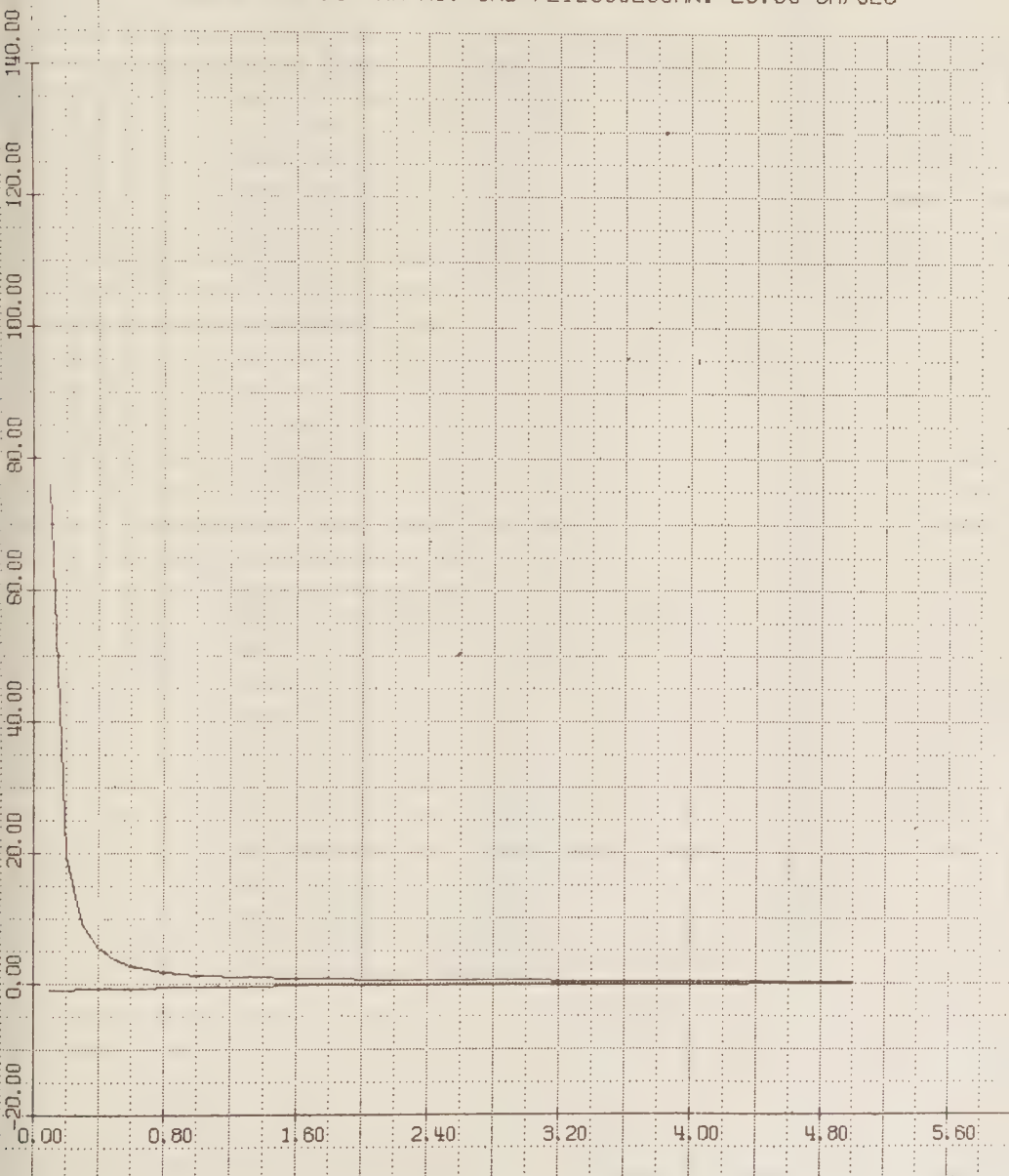
DRUCK VON 5 MM HG. UND FLIESSGESCHW. 10.00 CM/SEC



ENERGIEHOEHENZUWACHS FUER 20,00MM MG, FLIESSGESCHW, 23,00CM/S		
OFFNUNGS-, SCHLIESS-ZEIT	ENERGIEH.+	ENERGIEH.-
0,10	0,7583E+02	-0,9870E+00
0,20	0,1966E+02	-0,9516E+00
0,30	0,9219E+01	-0,9021E+00
0,40	0,5525E+01	-0,8467E+00
0,50	0,3785E+01	-0,7910E+00
0,60	0,2817E+01	-0,7380E+00
0,70	0,2217E+01	-0,6891E+00
0,80	0,1814E+01	-0,6447E+00
0,90	0,1529E+01	-0,6045E+00
1,00	0,1317E+01	-0,5684E+00
1,10	0,1154E+01	-0,5358E+00
1,20	0,1026E+01	-0,5065E+00
1,30	0,9228E+00	-0,4799E+00
1,40	0,8377E+00	-0,4558E+00
1,50	0,7666E+00	-0,4339E+00
1,60	0,7063E+00	-0,4139E+00
1,70	0,6546E+00	-0,3956E+00
1,80	0,6098E+00	-0,3788E+00
1,90	0,5707E+00	-0,3633E+00
2,00	0,5361E+00	-0,3490E+00
2,10	0,5055E+00	-0,3358E+00
2,20	0,4781E+00	-0,3235E+00
2,30	0,4535E+00	-0,3120E+00
2,40	0,4313E+00	-0,3013E+00
2,50	0,4111E+00	-0,2913E+00
2,60	0,3927E+00	-0,2820E+00
2,70	0,3758E+00	-0,2732E+00
2,80	0,3604E+00	-0,2649E+00
2,90	0,3461E+00	-0,2571E+00
3,00	0,3329E+00	-0,2498E+00
3,10	0,3207E+00	-0,2428E+00
3,20	0,3094E+00	-0,2363E+00
3,30	0,2968E+00	-0,2300E+00
3,40	0,2889E+00	-0,2241E+00
3,50	0,2796E+00	-0,2185E+00
3,60	0,2709E+00	-0,2132E+00
3,70	0,2628E+00	-0,2081E+00
3,80	0,2551E+00	-0,2032E+00
3,90	0,2478E+00	-0,1986E+00
4,00	0,2409E+00	-0,1942E+00
4,10	0,2344E+00	-0,1899E+00
4,20	0,2283E+00	-0,1859E+00
4,30	0,2225E+00	-0,1820E+00
4,40	0,2169E+00	-0,1782E+00
4,50	0,2116E+00	-0,1747E+00
4,60	0,2066E+00	-0,1712E+00
4,70	0,2018E+00	-0,1679E+00
4,80	0,1972E+00	-0,1647E+00
4,90	0,1928E+00	-0,1617E+00
5,00	0,1886E+00	-0,1587E+00

RELATIVER ENERGIEHÖHEN-ZUWACHS (HD/HD) FUER EINEN

DRUCK VON 20 MM HG. UND FLIESSGESCHW. 23.00 CM/SEC

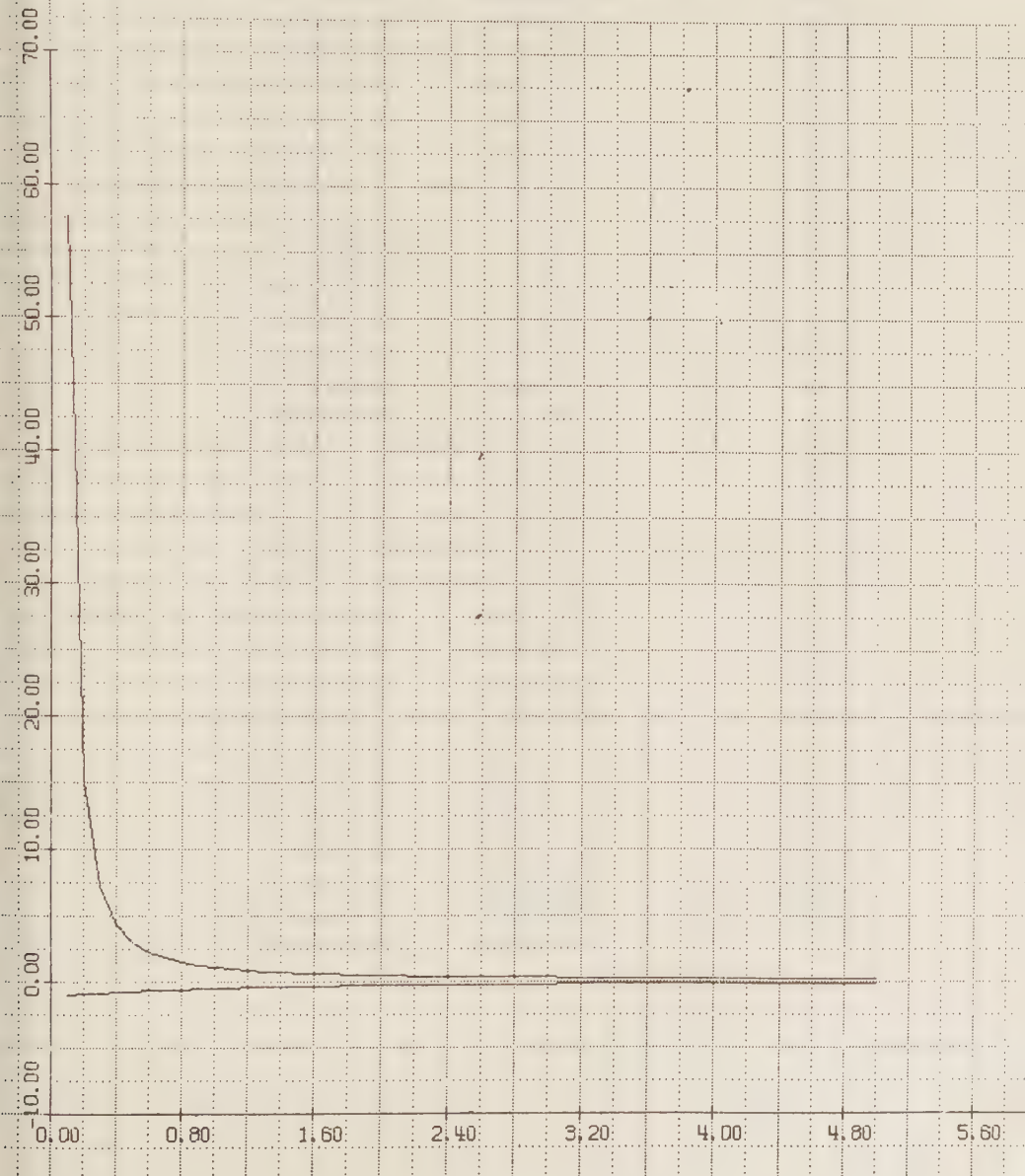


ENERGIEHOEHENZUWACHS FUER 10,00MM HG, FLIESSGESCHW, 10,00CM/S
 OEFFNUNGS-, SCHLIESS-ZEIT

ENERGIEH.	ENERGIEH. +	ENERGIEH. -
0.10	0.5758E+02	-0.9829E+00;
0.20	0.1509E+02	-0.9378E+00
0.30	0.7166E+01	-0.8775E+00
0.40	0.4350E+01	-0.8131E+00
0.50	0.3015E+01	-0.7509E+00
0.60	0.2266E+01	-0.6938E+00
0.70	0.1798E+01	-0.6425E+00
0.80	0.1481E+01	-0.5970E+00
0.90	0.1255E+01	-0.5566E+00
1.00	0.1087E+01	-0.5208E+00
1.10	0.9567E+00	-0.4889E+00
1.20	0.8535E+00	-0.4605E+00
1.30	0.7699E+00	-0.4350E+00
1.40	0.7008E+00	-0.4124E+00
1.50	0.6428E+00	-0.3913E+00
1.60	0.5935E+00	-0.3725E+00
1.70	0.5511E+00	-0.3553E+00
1.80	0.5143E+00	-0.3396E+00
1.90	0.4820E+00	-0.3252E+00
2.00	0.4535E+00	-0.3120E+00
2.10	0.4281E+00	-0.2998E+00
2.20	0.4054E+00	-0.2885E+00
2.30	0.3849E+00	-0.2779E+00
2.40	0.3664E+00	-0.2682E+00
2.50	0.3496E+00	-0.2590E+00
2.60	0.3342E+00	-0.2505E+00
2.70	0.3201E+00	-0.2425E+00
2.80	0.3072E+00	-0.2350E+00
2.90	0.2952E+00	-0.2279E+00
3.00	0.2842E+00	-0.2213E+00
3.10	0.2739E+00	-0.2150E+00
3.20	0.2643E+00	-0.2091E+00
3.30	0.2554E+00	-0.2035E+00;
3.40	0.2471E+00	-0.1981E+00
3.50	0.2393E+00	-0.1931E+00
3.60	0.2319E+00	-0.1883E+00
3.70	0.2250E+00	-0.1837E+00
3.80	0.2185E+00	-0.1793E+00
3.90	0.2124E+00	-0.1752E+00
4.00	0.2066E+00	-0.1712E+00
4.10	0.2011E+00	-0.1674E+00
4.20	0.1959E+00	-0.1638E+00
4.30	0.1909E+00	-0.1603E+00
4.40	0.1862E+00	-0.1570E+00
4.50	0.1817E+00	-0.1538E+00
4.60	0.1775E+00	-0.1507E+00
4.70	0.1734E+00	-0.1478E+00
4.80	0.1695E+00	-0.1449E+00
4.90	0.1658E+00	-0.1422E+00
5.00	0.1622E+00	-0.1396E+00

RELATIVER ENERGIEHÖHEN-ZUWACHS (H_0/H_1) FÜR EINEN

DRUCK VON 10 MM HG. UND FLIESSGESCHW. 10.00 CM/SEC

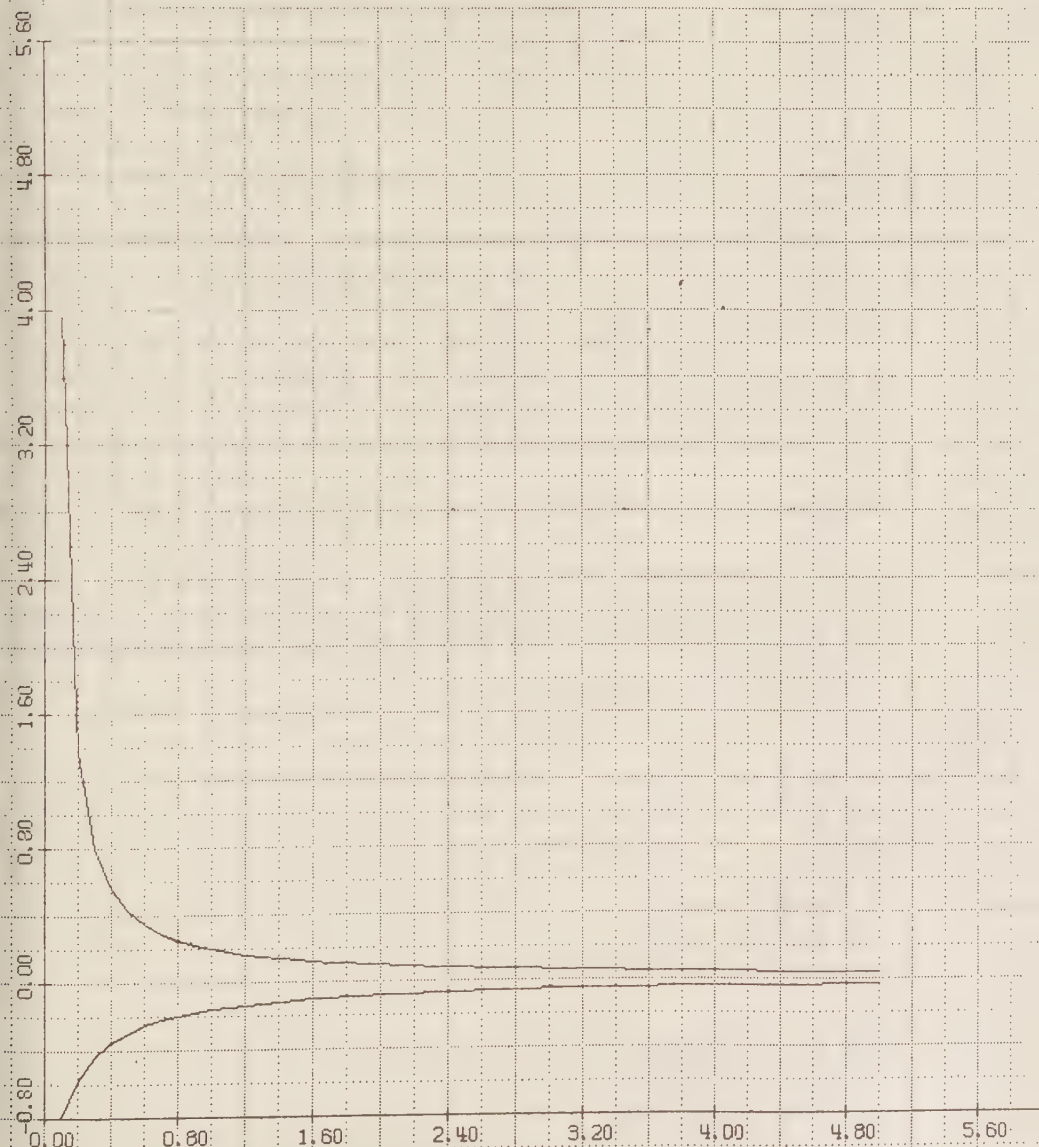


ENERGIEHOEHENZUWACHS FUER 110,00MM HG, FLIESSGESCHW, 26,00CM/S
 OEFFNUNGS-, SCHLIESS-ZEIT

	ENERGIEH.+	ENERGIEH.-
0,10	0,3960E+01	-0,7984E+00,
0,20	0,1368E+01	-0,5777E+00
0,30	0,7939E+00	-0,4425E+00
0,40	0,5542E+00	-0,3566E+00
0,50	0,4244E+00	-0,2980E+00
0,60	0,3435E+00	-0,2557E+00
0,70	0,2803E+00	-0,2238E+00
0,80	0,2483E+00	-0,1989E+00
0,90	0,2181E+00	-0,1790E+00
1,00	0,1943E+00	-0,1627E+00
1,10	0,1752E+00	-0,1491E+00
1,20	0,1596E+00	-0,1376E+00
1,30	0,1465E+00	-0,1277E+00
1,40	0,1353E+00	-0,1192E+00
1,50	0,1258E+00	-0,1117E+00
1,60	0,1175E+00	-0,1051E+00
1,70	0,1102E+00	-0,9927E-01
1,80	0,1038E+00	-0,9403E-01
1,90	0,9807E-01	-0,8931E-01
2,00	0,9295E-01	-0,8504E-01
2,10	0,8834E-01	-0,8117E-01
2,20	0,8416E-01	-0,7763E-01
2,30	0,8036E-01	-0,7438E-01
2,40	0,7689E-01	-0,7140E-01
2,50	0,7370E-01	-0,6864E-01
2,60	0,7077E-01	-0,6609E-01
2,70	0,6806E-01	-0,6373E-01
2,80	0,6555E-01	-0,6152E-01
2,90	0,6322E-01	-0,5947E-01
3,00	0,6105E-01	-0,5754E-01
3,10	0,5903E-01	-0,5574E-01
3,20	0,5713E-01	-0,5405E-01
3,30	0,5536E-01	-0,5245E-01
3,40	0,5368E-01	-0,5095E-01
3,50	0,5211E-01	-0,4953E-01
3,60	0,5063E-01	-0,4819E-01
3,70	0,4923E-01	-0,4692E-01
3,80	0,4790E-01	-0,4571E-01
3,90	0,4665E-01	-0,4457E-01
4,00	0,4545E-01	-0,4348E-01
4,10	0,4432E-01	-0,4244E-01
4,20	0,4324E-01	-0,4145E-01
4,30	0,4222E-01	-0,4051E-01
4,40	0,4124E-01	-0,3960E-01
4,50	0,4030E-01	-0,3874E-01
4,60	0,3941E-01	-0,3792E-01
4,70	0,3856E-01	-0,3712E-01
4,80	0,3774E-01	-0,3637E-01
4,90	0,3695E-01	-0,3564E-01
5,00	0,3620E-01	-0,3494E-01

RELATIVER ENERGIEHÖHEN-ZUWACHS (H_0/H_1) FÜR EINEN

DRUCK VON 110 MM HG. UND FLIESSGESCHW. 26.00 CM/SEC



```

001 C      PROGRAMM: ELAST
002 C
003 C      PROGRAMM ZUR BERECHNUNG UND ZEICHNEN DES RELATIVEN
004 C      ENERGIEHOEHENZUWACHSES
005 C
006 C      COMMON Y(52),Y1(52),X(52)
007 C      RO=13,55
008 C      GR=9,81
009 C      OL=10,
010 C      XG=500,
011 C      X(1)=500,
012 C
013 C      EINGABETEIL
014 C
015 C      DO 1 I=2,50
016 C      XG=XG+20,
017 C      1 X(I)=XG
018 C      4 CONTINUE
019 C      WRITE(4,1007)
020 C      1007 FORMAT(1X,'EINGABE DER DRUCKHOEHEN IN CM HG.,UND FLIESSGESCHW,F6,
021 C      READ(4,1008) DH,DV
022 C      1008 FORMAT(2F5,2)
023 C
024 C      BERECHNUNG VON (HD/H0)
025 C
026 C      DO 2 I=1,50
027 C      XR=X(I)*DV/(GR*DH*RO*2,)
028 C      Y(I)=XR*2,
029 C      Y1(I)=-2,.*XR*(SQRT(1.+XR*XR)-XR)
030 C      2 CONTINUE
031 C
032 C      SCHREIBEN VON (HD/H0)
033 C
034 C      DDH=DH*10,
035 C      WRITE(6,1001)DDH,DV
036 C      WRITE(6,1002)(X(K),Y(K),Y1(K),K=1,50)
037 C      1001 FORMAT(1H1,15X,'ENERGIEHOEHENZUWACHS FUERS,F6,2,5MM HG, FLIESSG
038 C      1HW,S,F6,2,5CM/SS,/15X,'S WELLEN-GESCHW. CM/S 3,6X,'ENERGIEH,+
039 C      2X,'ENERGIEH,-S)
040 C      1002 FORMAT(25X,F8,2,14X,E11,4,5X,E11,4)
041 C
042 C      PLOTTEN DER KURVEN
043 C
044 C      XAXL=8,
045 C      YAXL=8,
046 C      CALL PLOTS(10,,10,,2)
047 C      R=8,75
048 C      PAUSE 1
049 C      DO 10 I=1,5
050 C      CALL PLOT(1,,R,3)
051 C      CALL PLOT(8,5,R,12)
052 C      10 R=R+.25
053 C      R=1,25
054 C      PAUSE 2
055 C      DO 11 I=1,29
056 C      CALL PLOT(R,8,75,3)
057 C      CALL PLOT(R,9,75,12)
058 C      11 R=R+.25
059 C      CALL PLOT(1,,8,75,3,1)
060 C      CALL PLOT(8,5,8,75,2,1)

```

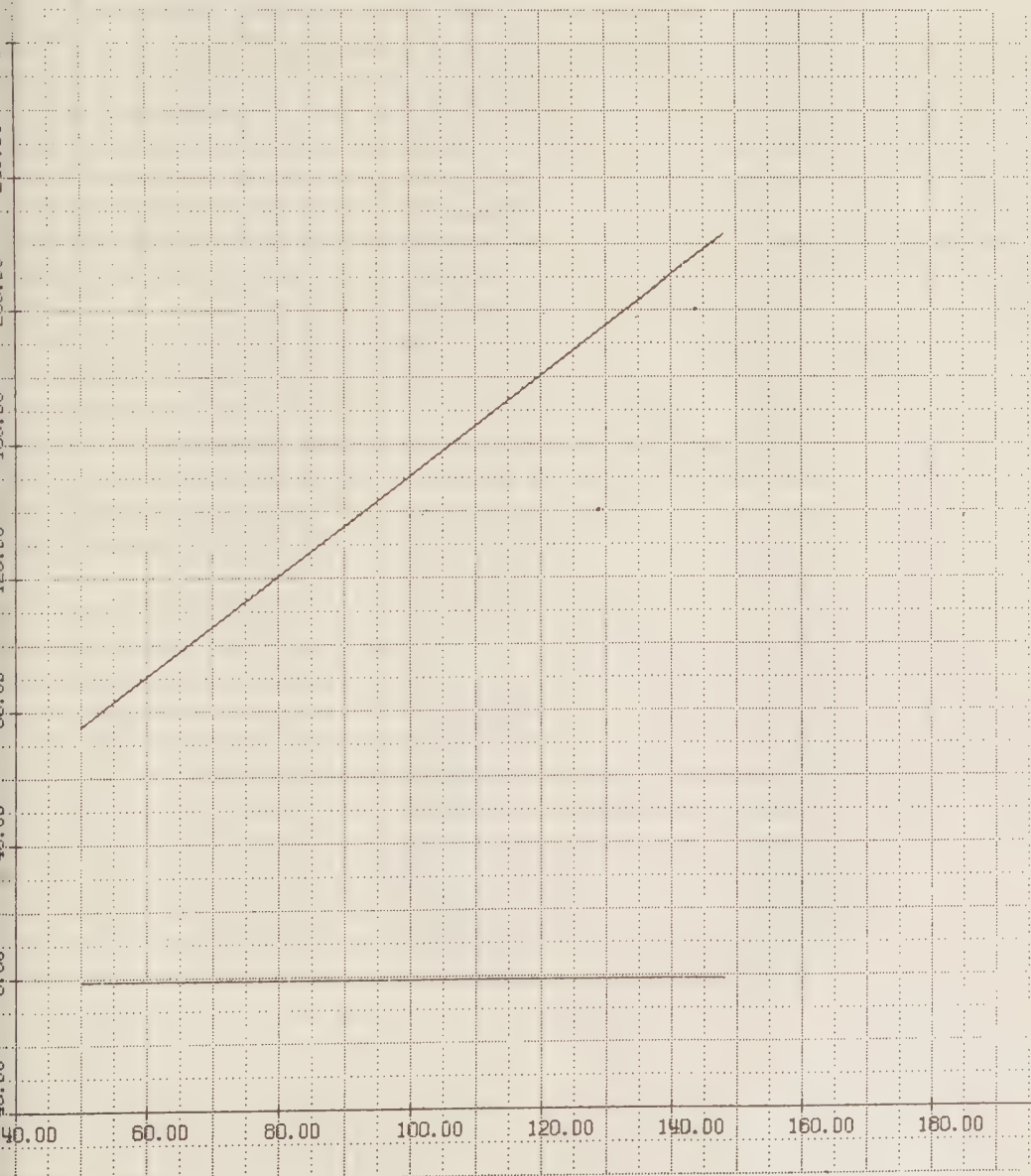
AUTOR: W.SCHINDLER

```
061      CALL PLOT(8.5,9.75,2,1)
062      CALL PLOT(1.,9.75,2,1)
063      CALL PLOT(1.,8.75,2,1)
064      CALL SYMBOL(1.50,9.5,,.125,0,0,,0)
065 1003  FORMAT(52H RELATIVER ENERGIEHOEHEN=ZUWACHS (HD/H0) FUER EINEN )
066      CALL SYMBOL(1.50,9.,,.125,0,0,,0)
067 1004  FORMAT(11H DRUCK VON )
068      CALL NUMBER(999.,9.,.125,0DH,0.,-11)
069      CALL SYMBOL(999.,9.,.125,0,0,,0)
070 1005  FORMAT(27H MM HG. UND FLIESSGESCHW. )
071      CALL NUMBER(999.,9.,.125,0V,0.,2)
072      CALL SYMBOL(999.,9.,.125,0,0,,0)
073 1006  FORMAT(8H CM/SEC )
074      RMIN=1.E+10
075      PAUSE 3
076      DO 12 II=1,50
077          IF(RMIN.GT.Y1(II)) RMIN=Y1(II)
078 12      CONTINUE
079          Y50=Y(50)
080          Y(50)=RMIN
081      CALL SCALE(X(1),XAXL,50,1)
082      CALL SCALE(Y(1),YAXL,50,1)
083      Y(50)=Y50
084      CALL AXIS(.5,.5,0.,-1,XAXL,0.,X(51),X(52))
085      CALL AXIS(.5,.5,0.,0,YAXL,90.,Y(51),Y(52))
086      CALL PLOT(.5,.5,-3)
087      CALL LINE(X(1),Y(1),50,1,0,0)
088      Y1(51)=Y(51)
089      Y1(52)=Y(52)
090      PAUSE 4
091      CALL LINE(X(1),Y1(1),50,1,0,0)
092      CALL PLOT(.5,.5,999)
093      GOTO 4
094      STOP
095      END
```

ENERGIEHOEHENZUWACHS FUER WELLEN=GESCHW. CM/S	5,00MM HG, FLIESSGESCHW, 10,00CM/S ENERGIEH.+	ENERGIEH.-
500.00	0.7523E+02	-0.9998E+00
520.00	0.7824E+02	-0.9998E+00
540.00	0.8125E+02	-0.9999E+00
560.00	0.8426E+02	-0.9998E+00
580.00	0.8727E+02	-0.9999E+00
600.00	0.9028E+02	-0.9999E+00
620.00	0.9329E+02	-0.9999E+00
640.00	0.9629E+02	-0.9999E+00
660.00	0.9930E+02	-0.9999E+00
680.00	0.1023E+03	-0.9999E+00
700.00	0.1053E+03	-0.9999E+00
720.00	0.1083E+03.	-0.9999E+00
740.00	0.1113E+03	-0.9999E+00
760.00	0.1143E+03	-0.9999E+00
780.00	0.1174E+03	-0.9999E+00
800.00	0.1204E+03	-0.9999E+00
820.00	0.1234E+03	-0.9999E+00
840.00	0.1264E+03	-0.9999E+00
860.00	0.1294E+03	-0.9999E+00
880.00	0.1324E+03	-0.9999E+00
900.00	0.1354E+03	-0.9999E+00
920.00	0.1384E+03	-0.1000E+01
940.00	0.1414E+03	-0.1000E+01
960.00	0.1444E+03	-0.1000E+01
980.00	0.1475E+03	-0.9999E+00
1000.00	0.1505E+03	-0.9999E+00.
1020.00	0.1535E+03	-0.9999E+00
1040.00	0.1565E+03	-0.9999E+00
1060.00	0.1595E+03	-0.1000E+01
1080.00	0.1625E+03	-0.1000E+01
1100.00	0.1655E+03	-0.9999E+00
1120.00	0.1685E+03	-0.9999E+00
1140.00	0.1715E+03	-0.1000E+01
1160.00	0.1745E+03	-0.1000E+01
1180.00	0.1775E+03	-0.9999E+00
1200.00	0.1806E+03	-0.1000E+01
1220.00	0.1836E+03	-0.1000E+01
1240.00	0.1866E+03	-0.1000E+01
1260.00	0.1896E+03	-0.1000E+01
1280.00	0.1926E+03	-0.1000E+01
1300.00	0.1956E+03	-0.9999E+00
1320.00	0.1986E+03	-0.9999E+00
1340.00	0.2016E+03	-0.1000E+01
1360.00	0.2046E+03	-0.9999E+00
1380.00	0.2076E+03	-0.1000E+01
1400.00	0.2106E+03	-0.1000E+01
1420.00	0.2137E+03	-0.9999E+00
1440.00	0.2167E+03	-0.1000E+01
1460.00	0.2197E+03	-0.1000E+01
1480.00	0.2227E+03	-0.1000E+01

RELATIVER ENERGIEHÖHEN-ZUWACHS (H_0/H_1) FÜR EINEN

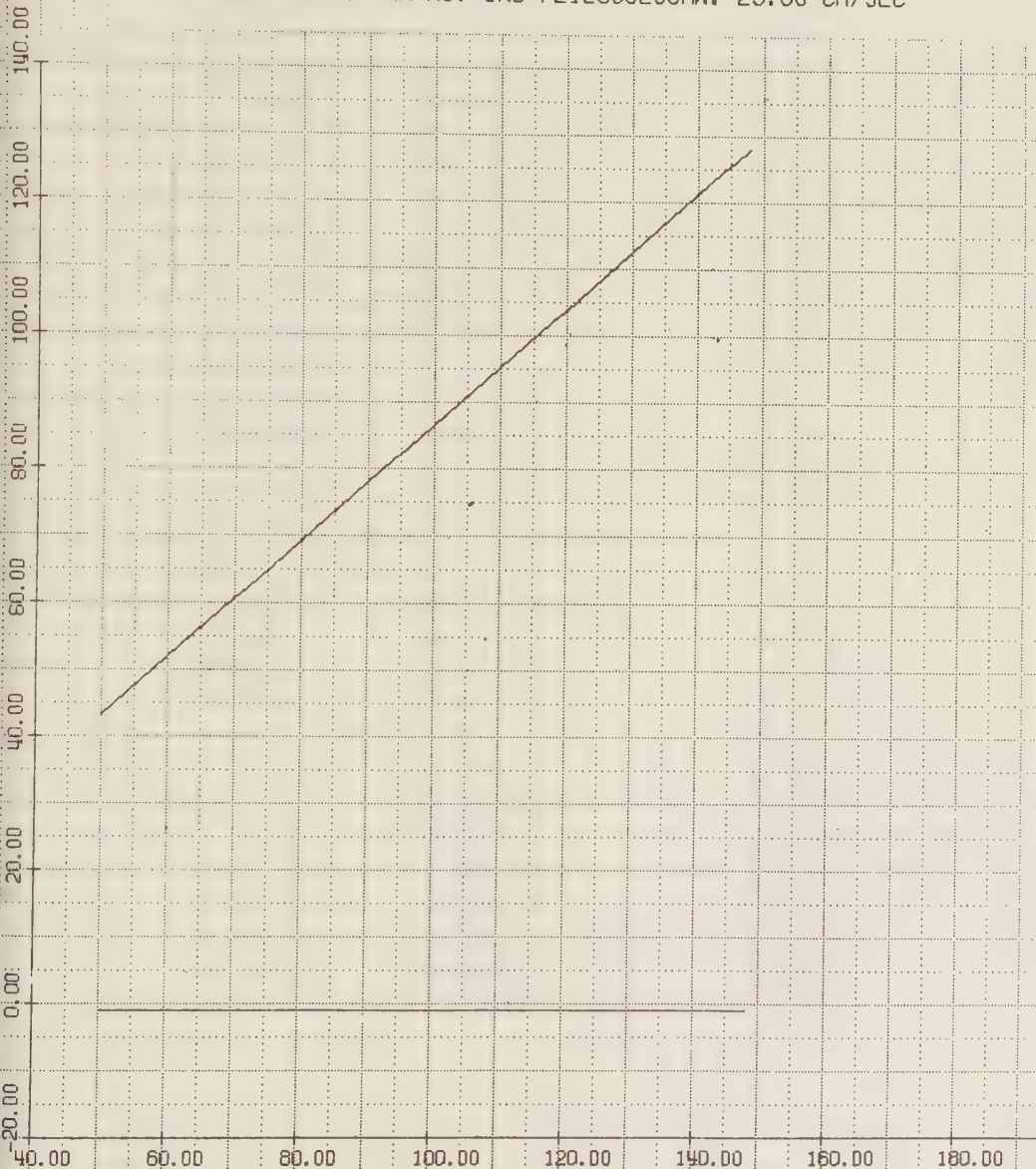
DRUCK VON 5 MM HG. UND FLIESSGESCHW. 10.00 CM/SEC



ENERGIEHOEHENZUWACHS FUER 20,00MM HG, FLIESSGESCHW, 23,00CM/S		
WELLEN-GESCHW, CM/S	ENERGIEH,+	ENERGIEH,-
500,00	0,4326E+02	-0,9995E+00
520,00	0,4499E+02	-0,9995E+00
540,00	0,4672E+02	-0,9995E+00
560,00	0,4845E+02	-0,9996E+00
580,00	0,5018E+02	-0,9996E+00
600,00	0,5191E+02	-0,9996E+00
620,00	0,5364E+02	-0,9996E+00
640,00	0,5537E+02	-0,9997E+00
660,00	0,5710E+02	-0,9997E+00
680,00	0,5883E+02	-0,9997E+00
700,00	0,6056E+02	-0,9997E+00
720,00	0,6229E+02	-0,9997E+00
740,00	0,6402E+02	-0,9998E+00
760,00	0,6575E+02	-0,9998E+00
780,00	0,6748E+02	-0,9998E+00
800,00	0,6921E+02	-0,9998E+00
820,00	0,7094E+02	-0,9998E+00
840,00	0,7267E+02	-0,9998E+00
860,00	0,7440E+02	-0,9998E+00
880,00	0,7613E+02	-0,9998E+00
900,00	0,7786E+02	-0,9998E+00
920,00	0,7959E+02	-0,9998E+00
940,00	0,8132E+02	-0,9999E+00
960,00	0,8305E+02	-0,9998E+00
980,00	0,8478E+02	-0,9999E+00
1000,00	0,8651E+02	-0,9999E+00
1020,00	0,8824E+02	-0,9999E+00
1040,00	0,8998E+02	-0,9999E+00
1060,00	0,9171E+02	-0,9999E+00
1080,00	0,9344E+02	-0,9999E+00
1100,00	0,9517E+02	-0,9999E+00
1120,00	0,9690E+02	-0,9999E+00
1140,00	0,9863E+02	-0,9999E+00
1160,00	0,1004E+03	-0,9999E+00
1180,00	0,1021E+03	-0,9999E+00
1200,00	0,1038E+03	-0,9999E+00
1220,00	0,1055E+03	-0,9999E+00
1240,00	0,1073E+03	-0,9999E+00
1260,00	0,1090E+03	-0,9999E+00
1280,00	0,1107E+03	-0,9999E+00
1300,00	0,1125E+03	-0,9999E+00
1320,00	0,1142E+03	-0,9999E+00
1340,00	0,1159E+03	-0,9999E+00
1360,00	0,1177E+03	-0,9999E+00
1380,00	0,1194E+03	-0,9999E+00
1400,00	0,1211E+03	-0,9999E+00
1420,00	0,1229E+03	-0,1000E+01
1440,00	0,1246E+03	-0,1000E+01
1460,00	0,1263E+03	-0,9999E+00
1480,00	0,1280E+03	-0,1000E+01

RELATIVER ENERGIEDEHEN-ZUWACHS (HD/HD) FUER EINEN

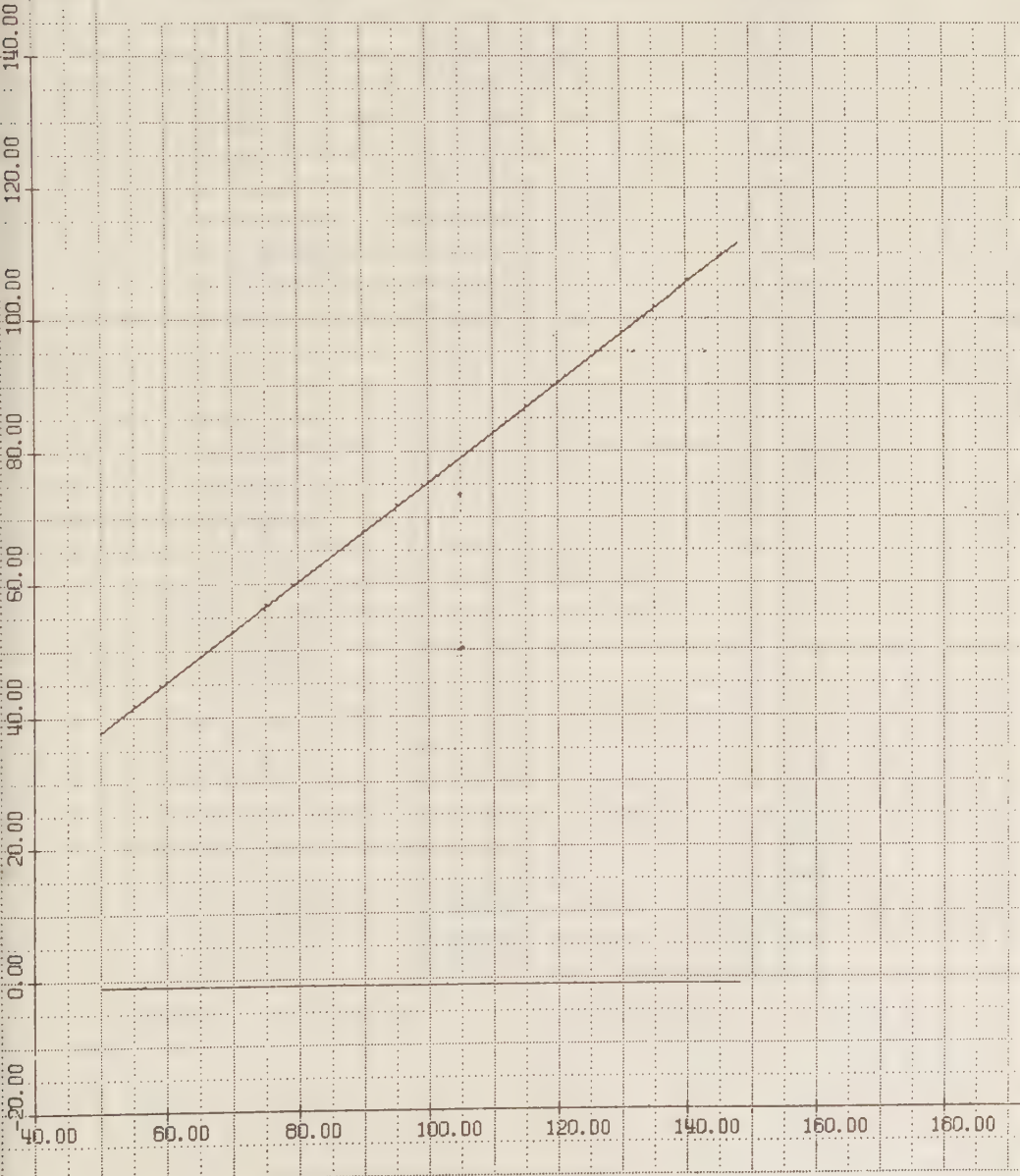
DRUCK VON 20 MM HG. UND FLIESSGESCHW. 23.00 CM/SEC



ENERGIEHOEMENZUWACHS FUER 10,00MM HG, FLIESSGESCHW, 10,00CM/S		
WELLEN-GESCHW. CM/S	ENERGIEH. +	ENERGIEH. -
500.00	0.3762E+02	-0.9993E+00
520.00	0.3912E+02	-0.9993E+00
540.00	0.4062E+02	-0.9994E+00
560.00	0.4213E+02	-0.9994E+00
580.00	0.4363E+02	-0.9995E+00
600.00	0.4514E+02	-0.9995E+00
620.00	0.4664E+02	-0.9995E+00
640.00	0.4815E+02	-0.9996E+00
660.00	0.4965E+02	-0.9996E+00
680.00	0.5116E+02	-0.9996E+00
700.00	0.5266E+02	-0.9996E+00
720.00	0.5417E+02	-0.9997E+00
740.00	0.5567E+02	-0.9997E+00
760.00	0.5717E+02	-0.9997E+00
780.00	0.5868E+02	-0.9997E+00
800.00	0.6018E+02	-0.9997E+00
820.00	0.6169E+02	-0.9997E+00
840.00	0.6319E+02	-0.9997E+00
860.00	0.6470E+02	-0.9998E+00
880.00	0.6620E+02	-0.9998E+00
900.00	0.6771E+02	-0.9998E+00
920.00	0.6921E+02	-0.9998E+00
940.00	0.7072E+02	-0.9998E+00
960.00	0.7222E+02	-0.9998E+00
980.00	0.7373E+02	-0.9998E+00
1000.00	0.7523E+02	-0.9998E+00
1020.00	0.7673E+02	-0.9998E+00
1040.00	0.7824E+02	-0.9998E+00
1060.00	0.7974E+02	-0.9999E+00
1080.00	0.8125E+02	-0.9999E+00
1100.00	0.8275E+02	-0.9998E+00
1120.00	0.8426E+02	-0.9998E+00
1140.00	0.8576E+02	-0.9999E+00
1160.00	0.8727E+02	-0.9999E+00
1180.00	0.8877E+02	-0.9999E+00
1200.00	0.9028E+02	-0.9999E+00
1220.00	0.9178E+02	-0.9999E+00
1240.00	0.9329E+02	-0.9999E+00
1260.00	0.9479E+02	-0.9999E+00
1280.00	0.9629E+02	-0.9999E+00
1300.00	0.9780E+02	-0.9999E+00
1320.00	0.9930E+02	-0.9999E+00
1340.00	0.1008E+03	-0.9999E+00
1360.00	0.1023E+03	-0.9999E+00
1380.00	0.1038E+03	-0.9999E+00
1400.00	0.1053E+03	-0.9999E+00
1420.00	0.1068E+03	-0.9999E+00
1440.00	0.1083E+03	-0.9999E+00
1460.00	0.1098E+03	-0.9999E+00
1480.00	0.1113E+03	-0.9999E+00

RELATIVER ENERGIEGEGEN-ZUWACHS (H_0/H_0) FUER EINEN

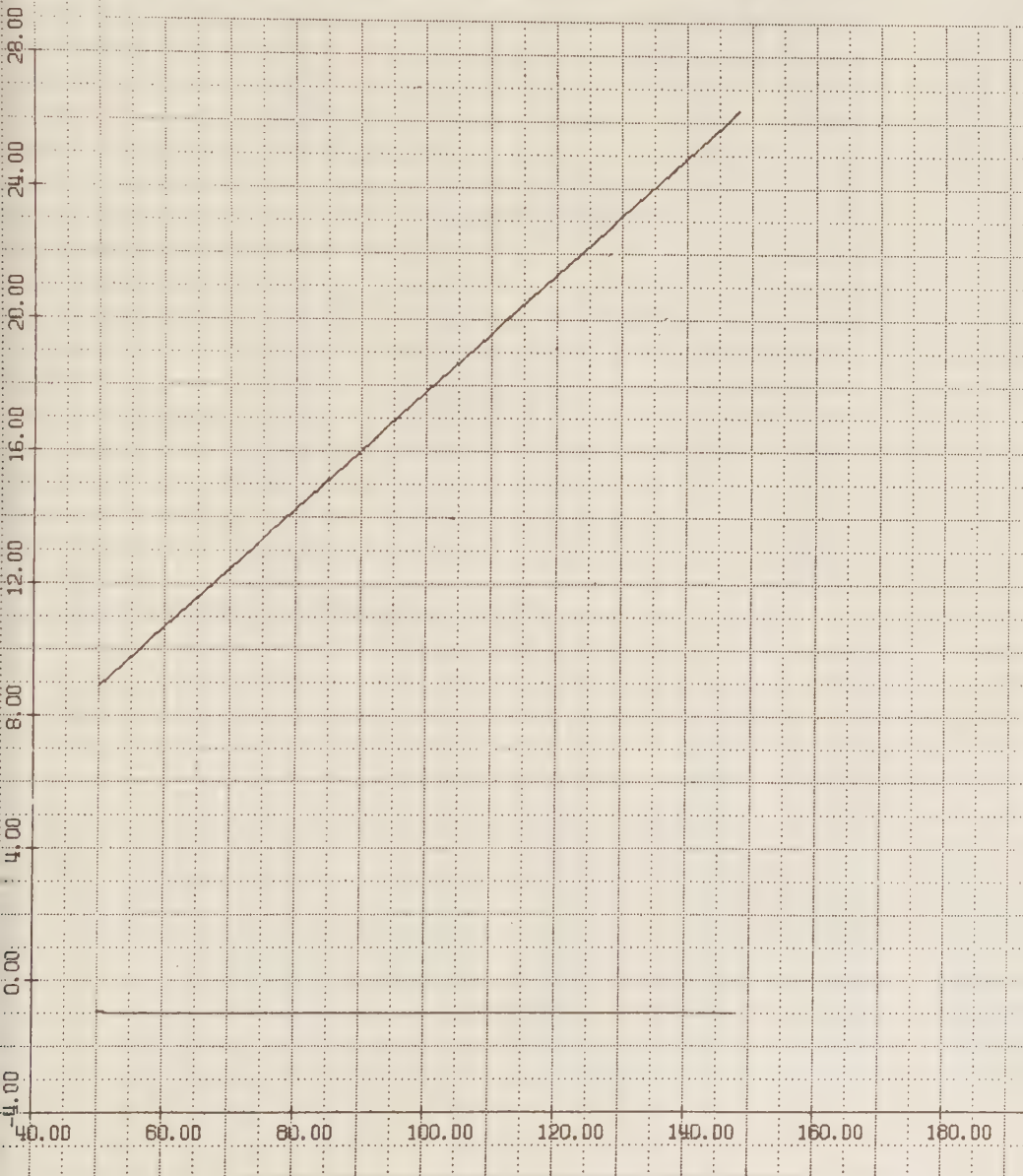
DRUCK VON 10 MM HG. UND FLIESSGESCHW. 10.00 CM/SEC



ENERGIEHOEHENZUWACHS FUER 10.00MM HG, FLIESSGESCHW, 26.00CM/S		
WELLEN-GESCHW. CM/S	ENERGIEH. +	ENERGIEH. -
500.00	0.8891E+01	-0.9877E+00
520.00	0.9246E+01	-0.9886E+00
540.00	0.9602E+01	-0.9894E+00
560.00	0.9958E+01	-0.9901E+00
580.00	0.1031E+02	-0.9908E+00
600.00	0.1067E+02	-0.9914E+00
620.00	0.1102E+02	-0.9919E+00
640.00	0.1138E+02	-0.9924E+00
660.00	0.1174E+02	-0.9928E+00
680.00	0.1209E+02	-0.9933E+00
700.00	0.1245E+02	-0.9936E+00
720.00	0.1280E+02	-0.9940E+00
740.00	0.1316E+02	-0.9943E+00
760.00	0.1351E+02	-0.9946E+00
780.00	0.1387E+02	-0.9949E+00
800.00	0.1423E+02	-0.9951E+00
820.00	0.1458E+02	-0.9953E+00
840.00	0.1494E+02	-0.9956E+00
860.00	0.1529E+02	-0.9958E+00
880.00	0.1565E+02	-0.9959E+00
900.00	0.1600E+02	-0.9961E+00
920.00	0.1636E+02	-0.9963E+00
940.00	0.1671E+02	-0.9964E+00
960.00	0.1707E+02	-0.9966E+00
980.00	0.1743E+02	-0.9967E+00
1000.00	0.1778E+02	-0.9969E+00
1020.00	0.1814E+02	-0.9970E+00
1040.00	0.1849E+02	-0.9971E+00
1060.00	0.1885E+02	-0.9972E+00
1080.00	0.1920E+02	-0.9973E+00
1100.00	0.1956E+02	-0.9974E+00
1120.00	0.1992E+02	-0.9975E+00
1140.00	0.2027E+02	-0.9976E+00
1160.00	0.2063E+02	-0.9977E+00
1180.00	0.2098E+02	-0.9977E+00
1200.00	0.2134E+02	-0.9978E+00
1220.00	0.2169E+02	-0.9979E+00
1240.00	0.2205E+02	-0.9980E+00
1260.00	0.2240E+02	-0.9980E+00
1280.00	0.2276E+02	-0.9981E+00
1300.00	0.2312E+02	-0.9981E+00
1320.00	0.2347E+02	-0.9982E+00
1340.00	0.2383E+02	-0.9982E+00
1360.00	0.2418E+02	-0.9983E+00
1380.00	0.2454E+02	-0.9983E+00
1400.00	0.2489E+02	-0.9984E+00
1420.00	0.2525E+02	-0.9984E+00
1440.00	0.2561E+02	-0.9985E+00
1460.00	0.2596E+02	-0.9985E+00
1480.00	0.2632E+02	-0.9986E+00

RELATIVER ENERGIEHÖHEN-ZUWACHS (H_0/H_1) FÜR EINEN

DRUCK VON 110 MM HG. UND FLIESSGESCHW. 26.00 CM/SEC



Programm zur Berechnung der Tabelle A

```

001      DIMENSION IF1(66),IF2(66),IV(66),RK(66)
002      RO=1.0018E-03
003      EI=4.5E-09
004      READ(5,1001) IF1
005      WRITE(6,1001) IF1
006      READ(5,1001) IF2
007      WRITE(6,1001) IF2
008      READ(5,1004) IV
009      WRITE(6,1004) IV
010      HI=6.
011      PI=3.1416
012      DO 2 M=1,2
013      DO 3 N=1,66
014      3 RK(N)=(FLOAT(IV(N))*HI/PI)**(1./3.)
015      II=1
016      WRITE(6,1003)
017      DO 1 I=1,66
018      EL=RK(I)*.02
019      RE1=1./(RO/(FLOAT(IF1(I))*EL)**2-EI)
020      RE2=1./(RO/(FLOAT(IF2(I))*EL)**2-EI)
021      RD=RE1-RE2
022      RR=(RE1+RE2)/RE1
023      QO=RE1/RE2
024      WRITE(6,1002)II,IF1(I),IF2(I),IV(I),EL,RE1,RE2,RD,RR,QO
025      IF(II,EQ,40) II=0
026      II=II+1
027      1 CONTINUE
028      2 HI=HI+HI
029      1001 FORMAT(40I2)
030      1002 FORMAT(1X,4I6,6(2X,E12.5))
031      1003 FORMAT(1H1,/,5X,$LZ 1A 1B VOL L E 1A
032      1 E IB EIA=EIB (EIA-EIB)/EIA EIA/EIB$,/)
033      1004 FORMAT(20I4)
034      STOP
035      END

```

TABELLE A

LZ	IA	IB	VOL	L	E IA	E IB	EIA-EIB	(EIA-EIB)/EIA	EIA/EIB
	H _z	H _z	ml	m	kg/ms ²	kg/ms ²	Kg/ms ²	-	-
1	45	33	350	0,22032E+00	0,98166E+05	0,52781E+05	0,45385E+05	0,46233E+00	0,18599E+01
2	36	31	421	0,23432E+00	0,71050E+05	0,52680E+05	0,18370E+05	0,25855E+00	0,13487E+01
3	40	30	369	0,22424E+00	0,80339E+05	0,45184E+05	0,35156E+05	0,43759E+00	0,17781E+01
4	31	28	475	0,24393E+00	0,57895E+05	0,46577E+05	0,10518E+05	0,18422E+00	0,12258E+01
5	41	39	342	0,21863E+00	0,80237E+05	0,72597E+05	0,76396E+05	0,95213E+01	0,11052E+01
6	59	41	282	0,20502E+00	0,14615E+06	0,70551E+05	0,75559E+04	0,51726E+00	0,20715E+01
7	40	33	313	0,21227E+00	0,71987E+05	0,48991E+05	0,22996E+05	0,31945E+00	0,14694E+01
8	46	27	373	0,22505E+00	0,10703E+06	0,36861E+05	0,70166E+05	0,65559E+00	0,29035E+01
9	30	21	477	0,24428E+00	0,53620E+05	0,26270E+05	0,27349E+05	0,51006E+00	0,20411E+01
10	36	27	347	0,21969E+00	0,62457E+05	0,35128E+05	0,27329E+05	0,43757E+00	0,17780E+01
11	45	37	366	0,22363E+00	0,10114E+06	0,68363E+05	0,32773E+05	0,32405E+00	0,14794E+01
12	37	30	361	0,22261E+00	0,67779E+05	0,44528E+05	0,23211E+05	0,34265E+00	0,15213E+01
13	27	20	578	0,26043E+00	0,49364E+05	0,27083E+05	0,22281E+05	0,45136E+00	0,18227E+01
14	51	40	285	0,20574E+00	0,10996E+06	0,67626E+05	0,42330E+05	0,38497E+00	0,16259E+01
15	64	36	224	0,18987E+00	0,14750E+06	0,46647E+05	0,10085E+06	0,68374E+00	0,31619E+01
16	55	41	316	0,21295E+00	0,13701E+06	0,76116E+05	0,60894E+05	0,44445E+00	0,18008E+01
17	38	27	377	0,22585E+00	0,73548E+05	0,37124E+05	0,36424E+05	0,49524E+00	0,19811E+01
18	35	30	420	0,23413E+00	0,67050E+05	0,49257E+05	0,17793E+05	0,26536E+00	0,13612E+01
19	32	26	575	0,25997E+00	0,69106E+05	0,45616E+05	0,23490E+05	0,33991E+00	0,15150E+01
20	33	26	430	0,23597E+00	0,60547E+05	0,37581E+05	0,22966E+05	0,37931E+00	0,16111E+01
21	39	27	360	0,22240E+00	0,75124E+05	0,36000E+05	0,39124E+05	0,52079E+00	0,20868E+01
22	40	23	406	0,23150E+00	0,85626E+05	0,28303E+05	0,57323E+05	0,66946E+00	0,30254E+01
23	40	22	400	0,23035E+00	0,84780E+05	0,25639E+05	0,59141E+05	0,69758E+00	0,33067E+01
24	48	38	435	0,23688E+00	0,89658E+05	0,80913E+05	0,87448E+04	0,97535E+01	0,11081E+01
25	42	34	421	0,23432E+00	0,96718E+05	0,63373E+05	0,33345E+05	0,34477E+00	0,15262E+01
26	33	24	372	0,22485E+00	0,54971E+05	0,29072E+05	0,25899E+05	0,47114E+00	0,18908E+01
27	35	23	371	0,22465E+00	0,61727E+05	0,26652E+05	0,35075E+05	0,56823E+00	0,23161E+01
28	30	32	360	0,22240E+00	0,71319E+05	0,50571E+05	0,20749E+05	0,29092E+00	0,14103E+01
29	32	27	373	0,22505E+00	0,51781E+05	0,36861E+05	0,14920E+05	0,28813E+00	0,14048E+01
30	28	24	442	0,23815E+00	0,44393E+05	0,32614E+05	0,11780E+05	0,26535E+00	0,13612E+01
31	26	20	575	0,25997E+00	0,45616E+05	0,26989E+05	0,18626E+05	0,40833E+00	0,16901E+01
32	46	42	357	0,22178E+00	0,10394E+06	0,86845E+05	0,17298E+05	0,16642E+00	0,11996E+01
33	34	26	440	0,23779E+00	0,65266E+05	0,38161E+05	0,27105E+05	0,41530E+00	0,17103E+01
34	50	36	348	0,21990E+00	0,12807E+06	0,62577E+05	0,58166E+05	0,40174E+00	0,19295E+01
35	36	30	492	0,24681E+00	0,78632E+05	0,54730E+05	0,24093E+05	0,38536E+00	0,14402E+01
36	32	23	430	0,23597E+00	0,56932E+05	0,29407E+05	0,27524E+05	0,48346E+00	0,19360E+01
37	28	26	504	0,24880E+00	0,48454E+05	0,41778E+05	0,66761E+04	0,13778E+00	0,11598E+01
38	46	30	378	0,22605E+00	0,10798E+06	0,45915E+05	0,62067E+05	0,57479E+00	0,23518E+01
39	30	25	441	0,23797E+00	0,50886E+05	0,35335E+05	0,15551E+05	0,30560E+00	0,14401E+01
40	42	25	393	0,22900E+00	0,92379E+05	0,32722E+05	0,59657E+05	0,64579E+00	0,28232E+01
1	24	17	580	0,26073E+00	0,39092E+05	0,19612E+05	0,19480E+05	0,49831E+00	0,19933E+01
2	36	33	604	0,26427E+00	0,90387E+05	0,75943E+05	0,14442E+05	0,15978E+00	0,11902E+01
3	27	19	630	0,26801E+00	0,52282E+05	0,25887E+05	0,26395E+05	0,50486E+00	0,20196E+01
4	37	21	475	0,24393E+00	0,81344E+05	0,26197E+05	0,55147E+05	0,67795E+00	0,31051E+01
5	27	24	590	0,26221E+00	0,50045E+05	0,39540E+05	0,10505E+05	0,20991E+00	0,12657E+01
6	27	22	590	0,26221E+00	0,50045E+05	0,33223E+05	0,16821E+05	0,33613E+00	0,15063E+01
7	27	25	670	0,27357E+00	0,54473E+05	0,46700E+05	0,77728E+04	0,14269E+00	0,11664E+01
8	30	27	470	0,24307E+00	0,53094E+05	0,43000E+05	0,10090E+05	0,19004E+00	0,12346E+01
9	25	18	603	0,26413E+00	0,43532E+05	0,22565E+05	0,20967E+05	0,48165E+00	0,19292E+01
10	24	7	567	0,25876E+00	0,38505E+05	0,32751E+04	0,35230E+05	0,91494E+00	0,11757E+02
11	35	20	540	0,25459E+00	0,79284E+05	0,25882E+05	0,53402E+05	0,67355E+00	0,30632E+01
12	27	24	655	0,27151E+00	0,53657E+05	0,42393E+05	0,11263E+05	0,20992E+00	0,12657E+01
13	31	27	615	0,26587E+00	0,76727E+05	0,51449E+05	0,16378E+05	0,24147E+00	0,13183E+01
14	39	23	443	0,23833E+00	0,86271E+05	0,29997E+05	0,56274E+05	0,65229E+00	0,28760E+01
15	27	25	592	0,26251E+00	0,50158E+05	0,43001E+05	0,71570E+04	0,14269E+00	0,11664E+01
16	27	25	590	0,26251E+00	0,47756E+05	0,40942E+05	0,68142E+04	0,14269E+00	0,11664E+01
17	29	24	485	0,24563E+00	0,58663E+05	0,34696E+05	0,15966E+05	0,31515E+00	0,14602E+01
18	31	25	575	0,25997E+00	0,64053E+05	0,42174E+05	0,22679E+05	0,34970E+00	0,15378E+01
19	21	15	668	0,27220E+00	0,32621E+05	0,16642E+05	0,15979E+05	0,48983E+00	0,19601E+01
20	14	11	730	0,28150E+00	0,15505E+05	0,95716E+04	0,59332E+04	0,38267E+00	0,16199E+01
21	24	14	635	0,26872E+00	0,41526E+05	0,14129E+05	0,67592E+04	0,38267E+00	0,16199E+01
22	14	11	810	0,29143E+00	0,16618E+05	0,10259E+05	0,63592E+04	0,15902E+00	0,12346E+01
23	20	18	770	0,28655E+00	0,32791E+05	0,26560E+05	0,62310E+04	0,5564E+00	0,22504E+01
24	36	24	495	0,24731E+00	0,79152E+05	0,35172E+05	0,43980E+05	0,55563E+00	0,22504E+01
25	36	24	600	0,23035E+00	0,68667E+05	0,30513E+05	0,38153E+05	0,55563E+00	0,22504E+01
26	22	13	670	0,27357E+00	0,36163E+05	0,12626E+05	0,23537E+05	0,65806E+00	0,28842E+01

Prüfen der Frequenzen Ia und Ib bei Normalpatienten

"T"	TEST	FUER	PAARIGE	STICHPROBEN
		X 1	X 2	D=X1-X2
1		45.000	33.000	12.000
2		36.000	31.000	5.000
3		40.000	30.000	10.000
4		31.000	28.000	3.000
5		41.000	34.000	7.000
6		59.000	41.000	18.000
7		40.000	33.000	7.000
8		46.000	27.000	19.000
9		30.000	21.000	9.000
10		36.000	27.000	9.000
11		45.000	37.000	8.000
12		37.000	30.000	7.000
13		27.000	26.000	1.000
14		51.000	40.000	11.000
15		64.000	35.000	29.000
16		55.000	41.000	14.000
17		38.000	27.000	11.000
18		35.000	30.000	5.000
19		22.000	25.000	3.000
20		33.000	25.000	8.000
21		39.000	27.000	12.000
22		40.000	23.000	17.000
23		40.000	22.000	18.000
24		40.000	38.000	2.000
25		42.000	34.000	8.000
26		33.000	24.000	9.000
27		35.000	23.000	12.000
28		38.000	32.000	6.000
29		32.000	27.000	5.000
30		28.000	24.000	4.000
31		26.000	20.000	6.000
32		46.000	42.000	4.000
33		24.000	25.000	1.000
34		50.000	35.000	15.000
35		36.000	30.000	6.000
36		32.000	23.000	9.000
37		29.000	26.000	3.000
38		45.000	30.000	15.000
39		30.000	25.000	5.000
40		42.000	25.000	17.000
X		38.950	29.375	9.575
S		8.596	6.070	5.500
"T" =		11.01		

Prüfen der Frequenzen Ia und Ib bei Hypertonikern

"T" TEST FUER PAARIGE STICHPROBEN

	X 1	X 2	D=X1-X2
1	24.000	17.000	7.000
2	16.000	33.000	3.000
3	27.000	19.000	8.000
4	27.000	21.000	16.000
5	27.000	24.000	3.000
6	27.000	22.000	5.000
7	27.000	25.000	2.000
8	30.000	27.000	3.000
9	25.000	18.000	7.000
10	24.000	7.000	17.000
11	35.000	20.000	15.000
12	27.000	24.000	3.000
13	31.000	27.000	4.000
14	34.000	23.000	11.000
15	27.000	25.000	2.000
16	27.000	25.000	2.000
17	29.000	24.000	5.000
18	31.000	25.000	6.000
19	21.000	15.000	6.000
20	14.000	11.000	3.000
21	24.000	14.000	10.000
22	14.000	11.000	3.000
23	20.000	18.000	2.000
24	36.000	24.000	12.000
25	36.000	24.000	12.000
26	22.000	13.000	9.000
$\bar{x}$	27.384	20.615	6.769
S	6.248	5.033	4.641
"T" =	7.43		

Prüfen der $E_{|a}$ - und $E_{|b}$ -Werte bei Normalpatienten

"T" TEST FUER PAARIGE STICHPROBEN

	X 1	X 2	D=X1-X2
1	98166.000	52781.000	45385.000
2	71050.000	53680.000	18370.000
3	80139.000	45184.000	35155.000
4	57095.000	46577.000	10518.000
5	80237.000	72597.000	7640.000
6	146150.000	70551.000	75599.000
7	71987.000	48991.000	22996.000
8	107020.000	36861.000	70169.000
9	53620.000	26270.000	27350.000
10	62457.000	35123.000	27329.000
11	101140.000	68363.000	32777.000
12	67729.000	44528.000	23211.000
13	49364.000	27083.000	22281.000
14	109960.000	67626.000	42334.000
15	147500.000	46647.000	100853.000
16	177010.000	76116.000	100894.000
17	73348.000	37124.000	36424.000
18	67050.000	49257.000	17793.000
19	69106.000	45616.000	23490.000
20	60547.000	37581.000	22966.000
21	75124.000	36000.000	39124.000
22	85626.000	28303.000	57323.000
23	84780.000	25639.000	59141.000
24	89658.000	80913.000	8745.000
25	96718.000	63373.000	33345.000
26	54971.000	29072.000	25899.000
27	61727.000	26652.000	35075.000
28	71319.000	50571.000	20748.000
29	51781.000	36861.000	14920.000
30	44393.000	32614.000	11779.000
31	45616.000	26989.000	18627.000
32	103940.000	86645.000	17295.000
33	65266.000	38161.000	27105.000
34	120740.000	62577.000	58163.000
35	78832.000	54730.000	24102.000
36	56932.000	29407.000	27525.000
37	48454.000	41778.000	6676.000
38	107980.000	45915.000	62065.000
39	90886.000	35335.000	15551.000
40	92379.000	32722.000	59657.000

X 79955.425 46295.450 33659.975

S 27056.876 16560.626 21269.775

"T" = 10 00

Prüfen der E_{1a} - und E_{1b} -Werte bei Hypertonikern

"T" TEST FÜR PAARIGE STICHPROBEN

	X 1	X 2	D=X1-X2
1	19092.000	19612.000	19480.000
2	99027.000	75940.000	14442.000
3	52282.000	25887.000	26395.000
4	21744.000	26197.000	55147.000
5	54045.000	39540.000	10505.000
6	50045.000	33223.000	16822.000
7	54473.000	46700.000	7773.000
8	53094.000	43004.000	10090.000
9	43532.000	22565.000	20967.000
10	39505.000	32751.000	5754.000
11	79284.000	25882.000	53402.000
12	53657.000	42393.000	11264.000
13	67827.000	51449.000	16378.000
14	86271.000	29997.000	56274.000
15	50158.000	43001.000	7157.000
16	47756.000	40942.000	6814.000
17	50663.000	34696.000	15967.000
18	64853.000	42174.000	22679.000
19	32621.000	16642.000	15979.000
20	15505.000	9572.000	5933.000
21	41526.000	14129.000	27397.000
22	16618.000	10259.000	6359.000
23	32791.000	26560.000	6231.000
24	79152.000	35172.000	43980.000
25	68667.000	30513.000	38154.000
26	36163.000	12626.000	23537.000

Σ	52935.038	31978.115	20956.923
$\bar{x}$	19610.867	14735.522	15849.468
$n_T =$	6	74	

Prüfen der Frequenzen f_{ia} von Normalpatienten und Hypertonikern

"T" TEST FUER UNPAARIGE STICHPROBEN

	X 1	X 2
1	45.0000	24.0000
2	36.0000	36.0000
3	40.0000	27.0000
4	31.0000	37.0000
5	41.0000	27.0000
6	59.0000	27.0000
7	40.0000	27.0000
8	46.0000	30.0000
9	30.0000	25.0000
10	36.0000	24.0000
11	45.0000	36.0000
12	37.0000	27.0000
13	27.0000	31.0000
14	51.0000	39.0000
15	64.0000	27.0000
16	55.0000	27.0000
17	38.0000	29.0000
18	35.0000	31.0000
19	32.0000	21.0000
20	33.0000	14.0000
21	39.0000	24.0000
22	40.0000	14.0000
23	40.0000	20.0000
24	40.0000	6.0000
25	42.0000	36.0000
26	33.0000	22.0000

27	35 0000
28	38 0000
29	32 0000
30	28 0000
31	26 0000
32	46 0000
33	34 0000
34	50 0000
35	36 0000
36	32 0000
37	28 0000
38	46 0000
39	30 0000
40	42 0000

X	38.9500	26.4615
S	8.5962	7.6012

$X_1 - X_2 =$	12.4884
$S_D =$	2.0712
$T =$	6.02

Prüfen der Frequenzen f_{lb} von Normalpatienten und Hypertonikern

"T" TEST FUER UNPAARIGE STICHPROBEN

	X 1	X 2
1	33.0000	7.0000
2	31.0000	33.0000
3	30.0000	19.0000
4	28.0000	21.0000
5	39.0000	24.0000
6	41.0000	22.0000
7	33.0000	25.0000
8	27.0000	27.0000
9	21.0000	18.0000
10	27.0000	17.0000
11	37.0000	20.0000
12	30.0000	24.0000
13	20.0000	27.0000
14	40.0000	23.0000
15	36.0000	25.0000
16	41.0000	25.0000
17	27.0000	24.0000
18	30.0000	25.0000
19	26.0000	15.0000
20	26.0000	11.0000
21	27.0000	14.0000
22	23.0000	11.0000
23	22.0000	18.0000
24	38.0000	24.0000
25	34.0000	24.0000
26	24.0000	13.0000

27	23. 0000
28	32. 0000
29	27. 0000
30	24. 0000
31	20. 0000
32	42. 0000
33	26. 0000
34	36. 0000
35	30. 0000
36	23. 0000
37	26. 0000
38	30. 0000
39	25. 0000
40	25. 0000

X	29. 5000	20. 6153
S	6. 2182	6. 0337

$X_1 - X_2 =$	8. 8846
$S_D =$	1. 5484
$T =$	5. 73

Prüfen der E_{1a} -Werte von Normalpatienten und Hypertonikern

"T" TEST FUER UNPAARIGE STICHPROBEN

	X 1	X 2
1	98166.0000	39092.0000
2	71050.0000	90387.0000
3	80339.0000	52282.0000
4	57095.0000	50045.0000
5	146150.0000	50045.0000
6	71987.0000	54473.0000
7	107030.0000	53094.0000
8	53620.0000	43532.0000
9	62457.0000	38505.0000
10	101140.0000	79284.0000
11	67739.0000	53657.0000
12	49364.0000	67827.0000
13	109960.0000	86271.0000
14	147500.0000	50158.0000
15	137010.0000	47756.0000
16	73548.0000	50663.0000
17	67050.0000	64853.0000
18	69106.0000	32621.0000
19	60547.0000	15505.0000
20	75124.0000	41526.0000
21	85626.0000	16618.0000
22	84780.0000	32791.0000
23	89658.0000	79152.0000
24	96718.0000	68667.0000
25	54971.0000	36163.0000
26	80237.0000	81344.0000

27	61724 0000
28	71319 0000
29	51781 0000
30	44293 0000
31	45616 0000
32	103940 0000
33	65266 0000
34	120740 0000
35	78832. 0000
36	56932. 0000
37	48454. 0000
38	107980. 0000
39	50286. 0000
40	92379 0000

X	79955. 3500	52935. 0384
S	27056. 9281	19810. 8676

X 1 - X 2 = 27020 3115

S D = 6167. 6588

T = 4. 38

Prüfen der E_{lb} -Werte von Normalpatienten und Hypertonikern

"T" TEST FUER UNPAARIGE STICHPROBEN

	X 1	X 2
1	52781.0000	19612.0000
2	52680.0000	75945.0000
3	45184.0000	25887.0000
4	46577.0000	26197.0000
5	75597.0000	39540.0000
6	70551.0000	33223.0000
7	48991.0000	46700.0000
8	36861.0000	43004.0000
9	26270.0000	22565.0000
10	35128.0000	32751.0000
11	68363.0000	25882.0000
12	44528.0000	42293.0000
13	27083.0000	51449.0000
14	67626.0000	29997.0000
15	46647.0000	43001.0000
16	76116.0000	40942.0000
17	37124.0000	34696.0000
18	49257.0000	42174.0000
19	45616.0000	16642.0000
20	37581.0000	9571.0000
21	36000.0000	14129.0000
22	28303.0000	10259.0000
23	25639.0000	26560.0000
24	80913.0000	35172.0000
25	63373.0000	30513.0000
26	29072.0000	12626.0000

27	26652.0000
28	50571.0000
29	36861.0000
30	32614.0000
31	26989.0000
32	86645.0000
33	38161.0000
34	62577.0000
35	54738.0000
36	29407.0000
37	41778.0000
38	45915.0000
39	35335.0000
40	32722.0000

X	46370.6500	31974.2307
S	16689.1928	14732.7689

X 1 - X 2 = 14396.4192

S D = 4018.9491

T = 3.58

Prüfen der Differenzen $E_{Ia} - E_{Ib}$ von Normalpatienten und Hypertonikern

"T" TEST FUER UNPAARIGE STICHPROBEN

	X 1	X 2
1	45385.0000	19480.0000
2	18370.0000	14442.0000
3	35156.0000	26395.0000
4	10518.0000	55147.0000
5	7639.0000	10505.0000
6	75595.0000	16821.0000
7	22996.0000	7772.0000
8	70166.0000	10090.0000
9	27349.0000	20967.0000
10	27329.0000	35230.0000
11	32773.0000	53402.0000
12	23211.0000	11263.0000
13	22281.0000	16378.0000
14	42330.0000	56274.0000
15	100850.0000	7157.0000
16	60894.0000	6814.0000
17	36424.0000	15966.0000
18	17793.0000	22679.0000
19	23490.0000	15979.0000
20	22966.0000	5933.0000
21	39124.0000	27397.0000
22	57323.0000	6359.0000
23	59141.0000	6231.0000
24	8744.0000	43980.0000
25	33345.0000	38153.0000
26	25899.0000	23537.0000

27	35075.0000
28	20749.0000
29	14920.0000
30	11780.0000
31	18626.0000
32	17298.0000
33	27105.0000
34	58166.0000
35	24093.0000
36	27524.0000
37	6676.0000
38	63067.0000
39	15551.0000
40	59657.0000

X	35659.4500	22090.4230
S	21269.4166	15772.5801

$$1 - X \cdot 2 = 11569.0269$$

$$S \cdot D = 4864.3320$$

$$T = 2.37$$

Prüfen der Werte $(E_{1a} - E_{1b}) / E_{1a}$ von Normalpatienten und Hypertonikern

"T" TEST FUER UNPAARIGE STICHPROBEN

	X 1	X 2
1	.4620	.4980
2	.2590	.1600
3	.4380	.5050
4	.1840	.6780
5	.0950	.2100
6	.5170	.3360
7	.3190	.1430
8	.6560	.1900
9	.5100	.4820
10	.4380	.9150
11	.3240	.6740
12	.3430	.2100
13	.4510	.2410
14	.3850	.6520
15	.6840	.1430
16	.4440	.1430
17	.4950	.3150
18	.2650	.3500
19	.3400	.4900
20	.1730	.3830
21	.5210	.6600
22	.6690	.3830
23	.6980	.1900
24	.0980	.5560
25	.3450	.5560
26	.4710	.6510

27	5680
28	2910
29	2880
30	3650
31	4030
32	1660
33	4120
34	4810
35	3060
36	4830
37	1380
38	5750
39	1060
40	6460

W	4021	. 4120
S	1586	. 2142

W I - 2 = 0089
 S D = 0459
 T = 13

Prüfen der Werte E_{1a} / E_{1b} von Normalpatienten und Hypertonikern

"T" TEST FUER UNPAARIGE STICHPROBEN

	X 1	X 2
1	1. 8600	1. 9900
2	1. 3500	1. 1900
3	1. 7800	2. 0200
4	1. 2300	3. 1100
5	1. 1100	1. 2700
6	2. 0700	1. 5100
7	1. 4700	1. 1700
8	2. 9000	1. 2300
9	2. 0400	1. 9300
10	1. 7800	11. 7600
11	1. 4800	3. 0600
12	1. 5200	1. 2700
13	1. 8200	1. 3200
14	1. 6300	2. 8800
15	3. 1600	1. 1700
16	1. 8000	1. 1700
17	1. 9800	1. 4600
18	1. 3600	1. 5400
19	1. 5200	1. 9600
20	1. 6100	1. 6200
21	2. 0900	2. 9400
22	3. 0300	1. 6200
23	3. 3100	1. 2300
24	1. 1100	2. 2500
25	1. 5300	2. 2500
26	1. 8900	2. 8600

27	2 3200
28	1 4100
29	1 4000
30	1 3600
31	1 6900
32	1 2000
33	1 7100
34	1 9300
35	1 4400
36	1 9400
37	1 1600
38	2 3500
39	1 4400
40	2 8200

X	1. 8150	2. 2223
S	. 5658	2. 0525

$$X_1 - X_2 = . 4073$$

$$S D = . 3417$$

$$T = 1. 19$$

Regressionsgerade der Frequenzen, Normalpatienten

LINEARE REGRESSION

	X	Y
1	45.0000	33.0000
2	36.0000	31.0000
3	40.0000	30.0000
4	31.0000	28.0000
5	41.0000	39.0000
6	59.0000	41.0000
7	40.0000	33.0000
8	46.0000	27.0000
9	30.0000	21.0000
10	36.0000	27.0000
11	45.0000	37.0000
12	37.0000	30.0000
13	27.0000	20.0000
14	51.0000	40.0000
15	64.0000	36.0000
16	55.0000	41.0000
17	38.0000	27.0000
18	35.0000	30.0000
19	32.0000	26.0000
20	33.0000	26.0000
21	39.0000	27.0000
22	40.0000	23.0000
23	40.0000	22.0000
24	40.0000	38.0000
25	42.0000	34.0000
26	33.0000	24.0000
27	35.0000	23.0000
28	38.0000	32.0000
29	32.0000	27.0000
30	28.0000	24.0000
31	26.0000	20.0000
32	46.0000	42.0000
33	34.0000	26.0000
34	50.0000	36.0000
35	36.0000	30.0000
36	32.0000	23.0000
37	28.0000	26.0000
38	46.0000	30.0000
39	30.0000	25.0000
40	42.0000	25.0000

MW	38.9500		29.5000
VX =	73.894871	SX =	8.596212
VY =	38.666666	SY =	6.218252
Y =	.5482	* X +	8.1456
X MAX	64.0000	=	43.2336
X MIN	26.0000	=	22.4001

VARIANZ	SAQ	F	MAQ	F-WERT
REGRESSION	866. 2340	1	866. 2340	51. 29
REST	641. 7659	38	16. 8885	
GESAMT	1508. 0000	39		
R	. 7579			
V(B)	. 0058			
S(B)	. 0765			
X =	1. 0477	* Y +	8. 0415	
Y MAX	42. 0000	=	52. 0468	
Y MIN	38. 9500	=	48. 8511	
VARIANZ	SAQ	F	MAQ	F-WERT
REGRESSION	1655. 4376	1	1655. 4376	51. 29
REST	1226. 4623	38	32. 2753	
GESAMT	2881. 9000	39		
R	. 7579			
V(B)	. 0214			
S(B)	. 1462			

Regressionsgerade der Frequenzen, Hypertoniker

LINEARE REGRESSION

	X	Y
1	24.0000	17.0000
2	36.0000	33.0000
3	27.0000	19.0000
4	37.0000	21.0000
5	27.0000	24.0000
6	27.0000	22.0000
7	27.0000	25.0000
8	30.0000	27.0000
9	25.0000	18.0000
10	24.0000	7.0000
11	35.0000	20.0000
12	27.0000	24.0000
13	31.0000	27.0000
14	39.0000	23.0000
15	27.0000	25.0000
16	27.0000	25.0000
17	29.0000	24.0000
18	31.0000	25.0000
19	21.0000	15.0000
20	14.0000	11.0000
21	24.0000	14.0000
22	14.0000	11.0000
23	20.0000	18.0000
24	36.0000	24.0000
25	36.0000	24.0000
26	22.0000	13.0000

MW 27.5769 20.6153

VX = 42.653846 SX = 6.530991

VY = 36.406153 SY = 6.033751

Y = .6431 * X + 2.8806

X MAX 39.0000 = 27.9615

X MIN 14.0000 = 11.8840

VARIANZ SAQ F MAQ F-WERT

REGRESSION	441.0194	1	441.0194	22.56
REST	469.1343	24	19.5472	

GESAMT 910.1538 25

R .6960

V(B) .0183

S(B) .1353

X = .7534 * Y + 12.0439

Y MAX 33.0000 = 36.9082

Y MIN 27.5769 = 32.8221

VARIANZ SAQ F MAQ F-WERT

REGRESSION	516.7032	1	516.7032	22.56
REST	549.6429	24	22.9017	

GESAMT 1066.3461 25

R .6960

V(B) .0251

S(B) .1586

Regressionsgerade der E-Werte, Normalpatienten

LINEARE REGRESSION

	X	Y
1	91856.0000	52781.0000
2	71850.0000	52680.0000
3	80339.0000	45184.0000
4	57895.0000	46577.0000
5	80237.0000	72597.0000
6	146150.0000	70551.0000
7	71987.0000	48991.0000
8	107070.0000	36861.0000
9	52600.0000	26270.0000
10	62457.0000	35128.0000
11	101140.0000	68363.0000
12	67739.0000	44528.0000
13	49364.0000	27083.0000
14	109960.0000	67626.0000
15	147500.0000	46647.0000
16	137010.0000	76116.0000
17	73548.0000	37124.0000
18	67050.0000	49257.0000
19	69106.0000	45616.0000
20	60547.0000	37581.0000
21	75124.0000	36000.0000
22	89606.0000	28303.0000
23	84780.0000	25639.0000
24	80658.0000	80913.0000
25	96718.0000	63373.0000
26	54971.0000	29072.0000
27	61727.0000	26652.0000
28	71319.0000	50571.0000
29	51781.0000	36861.0000
30	44390.0000	32614.0000
31	45616.0000	26989.0000
32	103940.0000	86645.0000
33	65266.0000	38161.0000
34	120740.0000	62577.0000
35	78832.0000	54738.0000
36	56922.0000	29407.0000
37	48454.0000	41778.0000
38	107980.0000	45915.0000
39	50886.0000	35335.0000
40	92379.0000	32722.0000

MM 79797.9250 46295.6500

VX = 727183391717EX 09 SX = 26966.338122

VY = 274257797210EX 09 SY = 16560.730576

Y = 3794 * X + 16017.9544
 X MAX 147500.0000 = 71983.8218
 X MIN 44393.0000 = 32861.9731

VARIANZ	SAQ	F	MAQ	F-WERT
REGRESSION	. 408292118713EX 10	1	. 408292118713EX 10	23. 46
REST	. 661313290410EX 10	38	. 174029813265EX 09	
GESAMT	. 106960540912EX 11	39		
R	. 6178			
V(B)	. 0061			
S(B)	. 0783			
X =	1. 0060	* Y +	33222. 5486	
Y MAX	86645. 0000	=	120391. 0727	
Y MIN	79797. 9250	=	113502. 6265	
VARIANZ	SAQ	F	MAQ	F-WERT
REGRESSION	. 108256994228EX 11	1	. 108256994228EX 11	23. 46
REST	. 175344528542EX 11	38	. 461432969847EX 09	
GESAMT	. 283601522770EX 11	39		
R	. 6178			
V(B)	. 0431			
S(B)	. 2077			

Regressionsgerade der E-Werte, Hypertoniker

LINEARE REGRESSION

	X	Y
1	39092.0000	19612.0000
2	90387.0000	75945.0000
3	52282.0000	25887.0000
4	81344.0000	26137.0000
5	50045.0000	39540.0000
6	50045.0000	33223.0000
7	54473.0000	46700.0000
8	52094.0000	43004.0000
9	43532.0000	22565.0000
10	38505.0000	3275.0000
11	79284.0000	25882.0000
12	53657.0000	42393.0000
13	67827.0000	51449.0000
14	86271.0000	29997.0000
15	50158.0000	43001.0000
16	47756.0000	40942.0000
17	50663.0000	34696.0000
18	64853.0000	42174.0000
19	32621.0000	16642.0000
20	15505.0000	9572.0000
21	41526.0000	14129.0000
22	16618.0000	10259.0000
23	32791.0000	26560.0000
24	79152.0000	35172.0000
25	68667.0000	30513.0000
26	36163.0000	2626.0000

MM 52935.0384 30459.8076

VX = 392470475964EX 09 SX = 19810.867622

VY = 267150707204EX 09 SY = 16344.745553

Y = 5170 * X + 3090.3154

X MAX 90387.0000 = 49823.9415

X MIN 15505.0000 = 11107.0089

VARIANZ SAQ F MAQ F-WERT

REGRESSION .262297418353EX 10 1 .262297418353EX 10 15.52

REST .405579349657EX 10 24 .168991395690EX 09

GESAMT .667876768010EX 10 25

R .6266

V(B) .0172

S(B) .1312

X = 7595 * Y + 29798.3430

Y MAX 75945.0000 = 87484.7325

Y MIN 52935.0384 = 70006.7998

VARIANZ SAQ F MAQ F-WERT

REGRESSION .385340520721EX 10 1 .385340520721EX 10 15.52

REST .595835669189EX 10 24 .248264862162EX 09

GESAMT .981176189910EX 10 25

R .6266

V(B) .0371

S(B) .1928

30.11.75

AUTOR W. MOEBEL

REGRESSION DRUCKSTOSS HYPERTONIKER = NORMAL

ANZAHL DER VARIABLEN 2

MISSING DATA CODE 0

DATENEINGABE VON FILE 5

ANZAHL FORMATKARTEN 1

EINGABEFORMAT (2F3.0)

ANZAHL DER GRUPPEN 2

GRUPPE 1 2

GRUPPENUMFANG 26 40

UNABHAENIGIGE VARIABLE 1 NICHT TRANSFORMIERT

ABHAENIGIGE VARIABLE 2 NICHT TRANSFORMIERT

GRUPPE 1 REGRESSION DRUCKSTOSS HYPERTONIKER - NORMAL

MITTELWERT 0,27579220930E+02 0,200153045787E+02
 VARIANZ 0,426530476929E+02 0,364001555840E+02

REGRESSIONSGERADEN
 $Y = 0,288001340623E+01 + 0,643101005914E+00 \cdot X$
 $X = 0,120439491271E+02 + 0,753405145826E+00 \cdot Y$

KORRELATIONSKOEFFIZIENT 0,696099743247E+00
 T-WERT 0,474991524219E+01 MIT 24 FREIHEITSGRADEN

N	X(N)	Y(N)	YS(N)	YS-Y
1	0,240000000000E+02	0,160000000000E+02	0,183150587081E+02	0,131505870819E+01
2	0,250000000000E+02	0,150000000000E+02	0,205328042310E+02	0,051771040122E+01
3	0,260000000000E+02	0,130000000000E+02	0,240475363090E+02	0,120431260125E+01
4	0,270000000000E+02	0,100000000000E+02	0,282475363090E+02	0,175563573837E+01
5	0,280000000000E+02	0,070000000000E+02	0,302443642611E+02	0,175563573837E+01
6	0,290000000000E+02	0,040000000000E+02	0,302443642611E+02	0,175563573837E+01
7	0,300000000000E+02	0,030000000000E+02	0,25173662611E+02	0,075563573837E+01
8	0,310000000000E+02	0,020000000000E+02	0,180581603199E+02	0,082633016493E+01
9	0,320000000000E+02	0,179999999999E+02	0,180581603199E+02	0,082633016493E+01
10	0,330000000000E+02	0,170000000000E+02	0,181159287081E+02	0,058160400330E+00
11	0,350000000000E+02	0,240000000000E+02	0,253891792297E+02	0,113150587077E+02
12	0,360000000000E+02	0,240000000000E+02	0,202443642611E+02	0,075563573837E+01
13	0,310000000000E+02	0,269999999999E+02	0,229167198361E+02	0,053891792297E+02
14	0,349999999999E+02	0,229999999999E+02	0,274615069512E+02	0,046126661589E+01
15	0,269999999999E+02	0,250000000000E+02	0,202443642611E+02	0,096150695220E+01
16	0,269999999999E+02	0,250000000000E+02	0,202443642611E+02	0,096150695220E+01
17	0,310000000000E+02	0,240000000000E+02	0,215105661223E+02	0,075563573837E+01
18	0,310000000000E+02	0,240000000000E+02	0,228167719836E+02	0,075563573837E+01
19	0,210000000000E+02	0,150000000000E+02	0,163857531547E+02	0,0246943107715E+01
20	0,140000000000E+02	0,110000000000E+02	0,163857531547E+02	0,0210322801509E+01
21	0,240000000000E+02	0,140000000000E+02	0,110840398703E+02	0,013057515475E+01
22	0,200000000000E+02	0,110000000000E+02	0,183150587081E+02	0,084039878805E+00
23	0,200000000000E+02	0,110000000000E+02	0,110840398703E+02	0,031508780819E+01
24	0,359999999999E+02	0,240000000000E+02	0,157426512241E+02	0,084039878805E+00
25	0,359999999999E+02	0,240000000000E+02	0,260332281396E+02	0,0225734877506E+01
26	0,219999999999E+02	0,129999999999E+02	0,260332281396E+02	0,203228139877E+01
			0,170208548469E+02	0,402885484695E+01

VARIANZ	SAD	FG	MAQ	F-WERT	F
REGRESSION	0,441019493100E+03	1	0,441019493100E+03	0,22561690530E+02	0,101598750911E-03
REST	0,469134407024E+03	24	0,195472669601E+02		
GESAMT	0,910153900806E+03	25			

GRUPPE 2 REGRESSION DRUCKSTOSS HYPERTONIKER - NORMAL

MITTELWERT 0.38949998092E+02 0.294999999995E+02
 VARIANZ 0.73894474569E+02 0.3666666666636E+02

REGRESSIONSGRADEN

Y = 0.81456567276E+01 + 0.548249486602E+00 * X 0.580622262920E-02

X = 0.884151201201E+01 + 0.184774534702E+01 * Y 0.214027366600E-01

KORRELATIONSKOEFFIZIENT 0.757908821105E+00

T-WERT 0.716178214550E+01 MIT 36 FREIHEITSGRADEN

N	X(N)	Y(N)	YS(N)	YS-Y
1	0.450000000000E+02	0.3299999999981E+02	0.328169084368E+02	-0.163091163635E+00
2	0.359999999996E+02	0.310000000000E+02	0.274832662036E+02	-0.311735579635E+01
3	0.400000000000E+02	0.300000000000E+02	0.300756217502E+02	-0.756621360778E+01
4	0.313200000000E+02	0.240000000000E+02	0.251411570280E+02	-0.285858249664E+01
5	0.408999999996E+02	0.309999999999E+02	0.308235911373E+02	-0.631768861693E+01
6	0.389999999998E+02	0.409999999998E+02	0.4004924211230E+02	-0.507594867995E+00
7	0.400000000000E+02	0.3299999999981E+02	0.303756621360E+02	-0.292337378650E+01
8	0.459999999998E+02	0.259999999995E+02	0.333651508001E+02	0.636515888105E+01
9	0.309999999996E+02	0.210000000000E+02	0.245931677813E+02	0.359316777818E+01
10	0.450000000000E+02	0.369999999995E+02	0.374832662036E+02	0.48266420364E+00
11	0.450000000000E+02	0.369999999995E+02	0.324163988368E+02	-0.418309115363E+01
12	0.469999999995E+02	0.309999999999E+02	0.324163988368E+02	-0.156906874802E+01
13	0.269999999995E+02	0.300000000000E+02	0.281309139242E+02	0.394841957892E+01
14	0.269999999995E+02	0.280000000000E+02	0.229444195704E+02	-0.389359474182E+01
15	0.400000000000E+02	0.400000000000E+02	0.361064052501E+02	0.270059680938E+01
16	0.400000000000E+02	0.359999999996E+02	0.432336402987E+02	0.723059680938E+01
17	0.379999999994E+02	0.409999999996E+02	0.38994031986E+02	0.197916316986E+01
18	0.350000000000E+02	0.269999999995E+02	0.287971631698E+02	-0.266558504104E+01
19	0.319999999997E+02	0.400000000000E+02	0.273344149580E+02	-0.31233255195E+00
20	0.329999999997E+02	0.269999999996E+02	0.258966667485E+02	-0.237915992736E+00
21	0.389999999998E+02	0.269999999995E+02	0.262379159918E+02	0.252741241455E+01
22	0.400000000000E+02	0.269999999995E+02	0.295274124131E+02	0.707566213607E+01
23	0.400000000000E+02	0.219999999994E+02	0.301736621360E+02	0.007566213607E+01
24	0.400000000000E+02	0.379999999994E+02	0.301736621360E+02	-0.792433786392E+01
25	0.419999999995E+02	0.359999999997E+02	0.311721686249E+02	-0.287383937494E+01
26	0.329999999994E+02	0.240000000000E+02	0.262379159918E+02	-0.223791599273E+00
27	0.350000000000E+02	0.229999999995E+02	0.273344149580E+02	0.433441495895E+01
28	0.379999999994E+02	0.319999999995E+02	0.287971631698E+02	-0.302083603013E+01
29	0.269999999995E+02	0.269999999995E+02	0.258966667485E+02	-0.503335707550E+00
30	0.280000000000E+02	0.269999999995E+02	0.239966692924E+02	-0.1310333525195E+01
31	0.259999999996E+02	0.200000000000E+02	0.224001173262E+02	-0.240011732623E+01
32	0.259999999996E+02	0.219999999995E+02	0.333651508001E+02	-0.863484191894E+01
33	0.339999999998E+02	0.259999999996E+02	0.267001657147E+02	-0.780165714263E+00
34	0.500000000000E+02	0.359999999996E+02	0.325581560125E+02	-0.441843986511E+00
35	0.359999999996E+02	0.300000000000E+02	0.278026692036E+02	-0.21173379635E+01
36	0.319999999995E+02	0.229999999995E+02	0.258966667485E+02	-0.268966674804E+01
37	0.280000000000E+02	0.259999999996E+02	0.249966692924E+02	-0.250333070755E+01

VARIANZ	SAU	FG	MAQ	F-WERT	P
38	0.459999999986E+02	0.300000000000E+02	0.333651500001E+02	0.336515000105E+01	
39	0.300000000000E+02	0.250000000000E+02	0.245931677813E+02	-0.406832218170E+00	
40	0.419999999999E+02	0.250000000000E+02	0.5111721606249E+02	0.617216062545E+01	
REGRESSION	0.866234069829E+03	1	0.866234069829E+03	0.512911224305E+02	0.56724194397E-07
REST	0.641765930177E+03	38	0.160885760834E+02		
GESAMT	0.150799999991E+04	39			

REGRESSION DRUCKSTOSS HYPERTONIKER - NORMAL

ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE

GRUPPE	N	X	MITTELWERT	Y	REGRESSIONS KOEFFIZIENT	KONSTANTE
1	26	0,275769228032E+02	0,206153085787E+02	0,443101885914E+00	0,268061344623E+01	
2	40	0,3894999998092E+02	0,2594999999995E+02	0,348249408660E+00	0,814560567276E+01	
GESAMT		0,344669696981E+02	0,2599999999986E+02			
MITTLERER REGRESSIONSKOEFFIZIENT						
			80	0,573667291212E+00		
GLEICHUNG DER GERADEN DURCH DIE GRUPPENMITTELWERTE						
			Y	0,781197168482E+00		-0,927629411220E+00 * X
GEMEINSAME REGRESSIONSGERADEN						

$$Y = 0,378577589988E+01 + 0,644456610003E+00 \cdot X$$

$$X = 0,707010747623E+01 + 0,105352267622E+01 \cdot Y$$

$$\text{KORRELATIONSKOEFFIZIENT } 0,823984012007E+00$$

$$T\text{-WERT } 0,116339162422E+02 \text{ MIT } 64 \text{ FREIHEITSGRADEN}$$

BARTLETT-TEST AUF GLEICHHEIT DER VARIANZEN UM DIE EINZELNEN REGRESSIONSGERADEN:

$$\text{CHI-QUADRAT} = 0,251698799696E+03 \text{ MIT } 1 \text{ FREIHEITSGRADEN, } P = 0,192007992486E-31.$$

VARIANZANALYSE

VARIANZ	SAQ	FG	MAQ	F-WERT	P
ZWISCHEN BM UND BQ	0,577836189232E+02	1	0,577836189232E+02	0,322493755817E+01	0,738518200814E-01
ZWISCHEN BQ UND B(J)	0,700277638435E+01	1	0,700277638435E+01	0,390829049050E+00	0,541440748227E+00
ABWEICHUNGEN UM DIE INDIVIDUELLE REGRESSIONSGERADE	0,111090036011E+04	62	0,179177479739E+02		
GLOBALE REGRESSION	0,248631323236E+04	1	0,248631323236E+04	0,1353405615376E+03	0,843676973615E-02
ABWEICHUNGEN UM DIE GEMEINSAME REGRESSIONSGERADE	0,117568676755E+04	64	0,183781057429E+02		
SUMME	0,366200000000E+04	65			

INSTITUT FÜR MEDIZINISCHE STATISTIK UND DOKUMENTATION DER UNIVERSITÄT GIESSEN
30.11.75 AUTOR W. HOEBEL

REGRESSION DRUCKSTOSS HYPERTONIKER - NORMAL

ANZAHL DER VARIABLEN 2

MISSING DATA CODE 0

DATENEINGABE VON FILE 5

ANZAHL FORMATKARTEN 1

EINGABEFORMAT (2F6.0)

ANZAHL DER GRUPPEN 2

GRUPPE 1 2

GRUPPENUMFANG 26 40

UNABHÄNGIGE VARIABLE 1 NICHT TRANSFORMIERT

ABHÄNGIGE VARIABLE 2 NICHT TRANSFORMIERT

GRUPPE 1 REGRESSION DRUCKSTOSS HYPERTONIKER - NORMAL

MITTELWERT 0.529350380012E+05 0.3084040220512E+05
 VARIANZ 0.392470403993E+09 0.240729615999E+09

REGRESSIONSGERADEN

Y = 0.4379792355049E+04 + 0.499945431947E+00 * X 0.159920323640E-01
 X = 0.286030205805E+05 + 0.708863271474E+00 * Y 0.398163953796E-01

KORRELATIONSKOEFFIZIENT 0.428003656844E+00
 T-WERT 0.39548007933E+00 11.24 FREIHEITSGRADEIN

N	X (N)	Y (N)	YS (N)	YS-Y
1	0.390419999987E+05	0.196119999992E+05	0.239236591793E+05	0.43116591792E+04
2	0.386999999991E+05	0.759449999996E+05	0.495343603554E+05	-0.265376594844E+05
3	0.382319999997E+05	0.258669999998E+05	0.305175394525E+05	0.463093945314E+04
4	0.381439999996E+05	0.261769999992E+05	0.450473535154E+05	-0.180503535152E+05
5	0.380499999998E+05	0.395399999991E+05	0.693999615234E+05	-0.101904384761E+05
6	0.380049999999E+05	0.332300000011E+05	0.293999615234E+05	-0.382343647653E+04
7	0.344430000011E+05	0.466999999992E+05	0.310133196235E+05	-0.1508666001757E+05
8	0.350940000014E+05	0.450039999993E+05	0.307239990186E+05	-0.1208010489801E+05
9	0.435326000001E+05	0.255649999990E+05	0.236339169905E+05	0.357841699221E+04
10	0.385049999994E+05	0.327499999990E+04	0.2363391914067E+05	0.203551914053E+05
11	0.392840000006E+05	0.258819999998E+05	0.4440174658200E+05	-0.181354650203E+05
12	0.536369499996E+05	0.423530000011E+05	0.312853642561E+05	-0.111076357421E+05
13	0.678269499996E+05	0.514489999972E+05	0.384863906202E+05	-0.1315944091793E+05
14	0.662769999996E+05	0.299370000002E+05	0.2974105849606E+05	-0.1751536449624E+05
15	0.501579999997E+05	0.450069999997E+05	0.295460551736E+05	-0.135449446241E+05
16	0.477560000005E+05	0.409419999999E+05	0.285551865233E+05	-0.126860134766E+05
17	0.506363000006E+05	0.346799999958E+05	0.297685276318E+05	-0.498747216793E+04
18	0.440529999992E+05	0.421739999996E+05	0.360027539062E+05	-0.537124609580E+04
19	0.328029999993E+05	0.166419999999E+05	0.286685122065E+05	0.404651220701E+04
20	0.415304999998E+05	0.957200000016E+04	0.1213144062893E+05	0.255944628897E+04
21	0.413259999991E+05	0.141290000001E+05	0.251405285668E+05	0.110113263671E+05
22	0.160179999998E+05	0.102590000000E+05	0.126878834901E+05	-0.242888549799E+04
23	0.327909999992E+05	0.265599999995E+05	0.207735029296E+05	-0.578649707603E+04
24	0.781519999996E+05	0.351199999998E+05	0.439514736318E+05	0.077947363257E+04
25	0.686670000012E+05	0.305129999993E+05	0.387089549212E+05	0.019654492149E+04
26	0.361630000011E+05	0.126260000001E+05	0.224593188473E+05	0.983331884735E+04

VARIANZ	SAQ	FG	MAQ	F-MERY	P
REGRESSION	0.24524050598E+10	1	0.24524050598E+10	0.156293725967E+02	0.661913145473E-03
REST	0.376584031991E+10	24	0.156910012001E+09		
GESAMT	0.621824537598E+10	24			

GRUPPE 2 REGRESSION DRUCKSTOSS HYPERTONIKER - NORMAL

MITTELWERT 0.799550257793E+05 0.462955031095E+05
 VARIANZ 0.732074575966E+09 0.274257791996E+09

REGRESSIONSGERADEN

Y = 0.160464655761E+05 + 0.3703256031902E+00 * X

X = 0.332032401239E+05 + 0.100980209511E+01 * Y

KORRELATIONSKOEFFIZIENT 0.610107333779E+00

T-WERT 0.48470932452E+01 MIT 30 FREIHEITSGRADEN

N	X(N)	Y(N)	YS(N)	YS-Y
1	0.981660000000E+05	0.527010000000E+05	0.531051767502E+05	-0.404176757810E+03
2	0.714999999998E+05	0.526800000015E+05	0.42262649999995E+05	-0.735499999946E+04
3	0.803389999996E+05	0.451819999994E+05	0.46404706660004E+05	-0.127676660146E+04
4	0.5727949999980E+05	0.465769999986E+05	0.37646766798198E+05	-0.843003417924E+04
5	0.8026239999976E+05	0.725969999982E+05	0.464002167502E+05	-0.261948232359E+05
6	0.1461449999997E+06	0.705599999998E+05	0.7133687519540E+05	-0.787751953117E+03
7	0.718669999996E+05	0.489999999984E+05	0.432809912110E+05	-0.571000076865E+04
8	0.1070030000002E+06	0.368699999981E+05	0.565386552736E+05	-0.196776582731E+05
9	0.5351999999973E+05	0.262699999986E+05	0.3633220841795E+05	0.1006622041790E+05
10	0.6243699999955E+05	0.351279999990E+05	0.39675478507E+05	-0.454754785145E+04
11	0.1011420000000E+06	0.630330000000E+05	0.543103173794E+05	-0.1405266826167E+05
12	0.677369999991E+05	0.477080000002E+05	0.416738642010E+05	-0.283413671866E+04
13	0.495629999997E+05	0.270830000003E+05	0.3472213508597E+05	-0.997805085867E+04
14	0.109599999998E+06	0.676260000001E+05	0.576471494138E+05	-0.763913085917E+04
15	0.107500000000E+06	0.466647000000E+05	0.710049492818E+05	-0.252024921867E+05
16	0.137999999994E+06	0.371159999994E+05	0.67000574230E+05	-0.623514257790E+04
17	0.735499999993E+05	0.371239999998E+05	0.430715566392E+05	0.674755664030E+04
18	0.675020000007E+05	0.492569999978E+05	0.414131972659E+05	-0.784380273427E+04
19	0.631060000000E+05	0.496159999978E+05	0.421910351561E+05	-0.3424946044378E+04
20	0.850469999997E+05	0.350099999997E+05	0.369529402800E+05	0.137194628897E+04
21	0.712400000035E+05	0.359999999998E+05	0.446677978497E+05	0.0467779785118E+04
22	0.836259999998E+05	0.263030000003E+05	0.480409736329E+05	0.201379736326E+05
23	0.847000000011E+05	0.263639999993E+05	0.48120101551E+05	-0.224819101556E+05
24	0.805779999998E+05	0.809129999997E+05	0.4996636828127E+05	-0.309466171870E+05
25	0.566179999996E+05	0.653729999970E+05	0.525373613299E+05	-0.107356366720E+05
26	0.537609999992E+05	0.290720000001E+05	0.360430023438E+05	-0.777140234364E+04
27	0.713789999992E+05	0.430206999991E+05	0.393994701157E+05	0.127473701178E+05
28	0.517810000013E+05	0.266519999993E+05	0.430206999991E+05	-0.1254273046879E+04
29	0.436159999994E+05	0.350570999996E+05	0.350570999996E+05	-0.122445605467E+04
30	0.436159999994E+05	0.350570999996E+05	0.350570999996E+05	-0.122445605467E+04
31	0.103919999999E+06	0.566499999993E+05	0.320414736315E+05	0.227473632819E+05
32	0.308149999999E+06	0.356980000000E+05	0.220414736315E+05	0.0317353710919E+05
33	0.126740000000E+06	0.625769999995E+05	0.407392900000E+05	-0.31726048435E+04
34	0.126740000000E+06	0.625769999995E+05	0.407392900000E+05	-0.31726048435E+04
35	0.780420000000E+05	0.540739999980E+05	0.654073999980E+05	-0.884737016351E+03
36	0.199999999999E+05	0.294059999991E+05	0.37586298287E+05	-0.81782984272E+04
37	0.484535999999E+05	0.417779999994E+05	0.543775504920E+05	-0.740014550780E+04

REGRESSION DRUCKSTOSS HYPERTONIKER - NORMAL

ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE

GRUPPE	N	X	MITTELWERT	Y	REGRESSIONS KOEFFIZIENT	KONSTANTE
1	26	0,529350300032E+05	0,308044220512E+05	0,499945431947E+00	0,437979235899E+04	
2	40	0,799554257793E+05	0,462956503895E+05	0,370325603902E+00	0,160464655761E+05	
GESAMT		0,693110312521E+05	0,402080027331E+05			
MITTLERER REGRESSIONSKOEFFIZIENT						
			80	0,409431457519E+00		
GLEICHUNG DER GERADEN DURCH DIE GRUPPENMITTELWERTE						
			Y	0,371035075511E+00	+	0,574268493615E+03 * X
GEMEINSAME REGRESSIONSGERADEN						
			Y	0,923377294931E+04	+	0,446898999379E+00 * X
			X	0,259725024411E+05	+	0,107783684134E+01 * Y

KORRELATIONSKOEFFIZIENT 0,694034725427E+00

T-WERT 0,771212327468E+01 MIT 60 FREIHEITSGRADEN

BARTLETT-TEST AUF GLEICHHEIT DER VARIANZEN UM DIE EINZELNEN REGRESSIONSGERADEN:

CHI-QUADRAT = 0,251610774989E+03 MIT 1 FREIHEITSGRADEN, P = 0,398641836107E-31.

VARIANZANALYSE

VARIANZ	SAQ	FG	MAQ	F-WERT	P
ZWISCHEN BM UND BQ	0,233432451996E+09	1	0,233432451996E+09	0,139491674304E+01	0,240402605993E+00
ZWISCHEN BQ UND B(J)	0,108010720000E+09	1	0,108010720000E+09	0,645437076687E+00	0,569748014211E+00
ABWEICHUNGEN UM DIE INDIVIDUELLE REGRESSIONSGERADE	0,103753958721E+11	62	0,167345079989E+09		
GLOBALE REGRESSION	0,995943040020E+10	1	0,995943040020E+10	0,594768265751E+02	0,129571836441E-01
ABWEICHUNGEN UM DIE GEMEINSAME REGRESSIONSGERADE	0,107160301442E+11	64	0,167450595996E+09		
SUMME	0,206762605431E+11	65			

6. Bibliographie

- | | | |
|----|---|--|
| 1 | Luisada, A.A.
Sainani, G.S. | Herzdiagnostik
Schattauer Verlag 1971 |
| 2 | Luisada, A.A. | Phonokardiographie des kranken Herzens
Schattauer Verlag 1975 |
| 3 | Trautwein, W.
Gauer, O.H.
Koepchen, H.-P. | Physiologie des Menschen, Band 3.
Herz und Kreislauf
Urban + Schwarzenberg 1972 |
| 4 | McDonald, D.A. | Blodd Flow in Ateries
London, Edwar Arnold |
| 5 | Wetterer
Kenner | Grundlagen der Dynamik des Arterienpulses
Springer Verlag |
| 6 | Ravindran, R. | Wellenausbreitung durch nicht Newtonsche
Flüssigkeiten ind elastischen Leitungen
RWTH Aachen, Dissertation |
| 7 | Landau, L.D.
Lifschitz, E.M. | Lehrbuch der theoretischen Physik, Band VI
Akademie Verlag Berlin 1966 |
| 8 | Parmakian, J. | Waterhammer Analysis
Dover Publications, INC. New York |
| 9 | Schröder, R. | Bauingenieur Praxis, Heft 122
Strömungsberechnungen im Bauwesen -
Teil II
Verlag W. Ernst + Sohn, Berlin - München |
| 10 | Limmer, J.
Meissner, E. | Dehnungsverhalten von Druckleitungen
aus Kunststoff
gwf - Wasser/Abwasser 116 (1975), H. 2 |
| 11 | Meißner, E. | Fortpflanzungsgeschwindigkeit und Abbau
einer harmonischen Druckschwingung in
visko-elastischen Leitungen
Forch. Ing.-Wes. 41 (1975) H. 3 |
| 12 | Sonnenblick, H.E.
Parmley, W.W.
Urschel, C.W. | The Contractile State of the Heart as
Expressed by Force-Velocity Relations
Am. J. of Cardiol. Vol. 23, April 1969 |

- 13 Evangelisti, G. Waterhammer analysis by the method of characteristics
L'Energia Elettrica, Nr. 10, 1969

- 14 Litwin, W. Digital Processing of Phonocardiograms
Begon, F. in Biomedical
Computing (5) (1974)

- 15 Weissler, A.M. Noninvasive Cardiology
Lewis, R.P. (Systolic Time Intervals)
Leighton, R.F. Grune + Stratton, New York - London
Forester, W.F.

- 16 Verburg, J. Transmission of vibrations of the heart to
the Physics, physiological significance and
utility. Cardio-Circulatory analysis of as-
pects of Diagnosis Assist, Therapeutic and
Prosthetic Divices, Vol. 3, part II, Chapter 6
Delft University Press

- 17 Heintzen, P. Quantitative Phonokardiographie
Georg Thieme Verlag - Stuttgart

- 18 Quante, F. Analyse stochastischer Herzschallsignale
und akustische Mustererkennung.
Zwischenberichte DVM 108a
Inst. f. Informationsverarbeitung in Technik
u. Biologie der Frauenhofer-Ges. e.V.

- 19 Krayenbühl, H. Die Dynamik und Kontraktilität des linken
Ventrikels
S. Karger, Basel - New York

- 20 Bödeker, R. Ein Computerprogramm zur automatischen
Dudeck, J. Erkennung und zur Frequenzanalyse von
Lang, H. Herztönen
Schindler, W. Biomed. Techn. 20 Suppl., p. 231-232 (1976)

- 21 Lang, H. Erkennung von Änderungen des Schwingungs-
Bödeker, R. modus am Beispiel des I. Herztones
Schindler, W. Dudeck, J.

- 22 Rauber Lehrbuch und Atlas der Anatomie des
Kopsch Menschen, Band II
Georg Thieme Verlag 1941, Leipzig

- 23 Agemar, H. Über den Entstehungsmechanismus der verschiedenen und wechselnden Lautstärke des 1. Herztons unter physiologischen und pathologischen Bedingungen
Z. Kreisl.-Forsch. 43, p. 818-830 (1954)

- 24 Gmachel, E. Zum Problem der Entstehung des ersten Herztones
Z. Kreisl.-Forsch. 41, p. 512-523 (1952)

- 25 Fuchs, G. Mathematisch-physiologische Untersuchungen zur Entstehung der Schallerscheinungen an gesunden Herzen.
Arch. Kreisl.-Forsch. 29, p. 107-146 (1958)

- 26 Fuchs, G. Die biophysikalischen Grundlagen der Mechanokardiographie
Arch. Kreisl.-Forsch. 45, p. 33-131 (1965)

- 27 Engelbertz, P.
Lüttcke, A.
Zipp, H. Herzschatlstudien bei Lagewechsel
4. Mitteilung : Über den gespaltenen 1. Herzton
Z. Kreisl.-Forsch. 44, p. 161-177 (1955)

- 28 Safonov, Y.D. The biohydraulic mechanism producing heart sounds.
Car. Vasa 10, p. 295-309 (1968)

- 29 DiBartolo, G. et al. Hemodynamic correlates of the first heart sound.
Am. J. Physiol. 201, p. 888-892 (1961)

- 30 v. Egidy, H. Über die Tonentstehung am Herzen
Habilitationsschrift Mainz 1968

- 31 Joukowski, N. Über den hydraulischen Stoss in Wasserleitungsröhren
(Mitgeteilt in der Sitzung d. Russ.techn. Ges. am 24. April 1898)

- 32 Schneider, O. Über Druckstösse in Rohrleitungen
Wasserkraft u. Wasserwirtschaft. Jahrg. 27
Heft 5, 1932

- 33 v. Egidy, H.
Meier, I.
Lippold, R.
Scheidt, E. Untersuchungen von Zusammenhängen zwischen Frequenzkomponenten des Phonokardiogrammes, VKG-Parametern und anatomischen Daten
Dtsch. Med. Wschr. (Juni 1976)

- | | | |
|----|---------------------------|--|
| 34 | Borgmann, W.
Doerr, W. | Das Herz des Menschen
Georg Thieme Verlag Stuttgart |
| 35 | Wolter, H.H. | Korrelation zwischen Hämodynamik
und Herzschatl
Bibliotheka Cardiologica
S. Karger Verlag |
| 36 | Siegenthaler | Klinische Pathophysiologie
3. Auflage |

L e b e n s l a u f

1. Persönliche Daten

Name : Wilhelm Schindler
Geb. Datum : 01.03.1929
Geb. Ort : Bukarest
Staatsangeh. : Deutsche
Fam. Stand : Verh., 4 Kinder (26 J., 23 J., 22 J., 17 J.)

2. Ausbildung

Schulen : 1936-40 Deutsche Volksschule - Bukarest
1940-44 Gymnasium - Bukarest
1944-49 Lehrerbildungsanstalt - Herrmannstadt/Rumänien
Studiengänge : 1951-56 Mathematik/Physik - Universität Bukarest
1956-62 Hochschule für Bauwesen - Bukarest
1965 Zertifikat für die Benutzung radioaktiver Isotopen
in der Industrie (Strahlentechnik)
1968-69 Erfahrungsaustausch an der Fakultät für
Angewandte Mathematik - Grenoble/Frankreich
1974-76 Studium der Humanbiologie (Statistik - Physiologie)
Universität Marburg
Abschlüsse : 1963 Dipl. Phys./Math.
1963 Dipl. Ing.

3. Parallel laufende Berufstätigkeit

1949-54 Lehrer - Hermannstadt/Rumänien
1954-59 Koordinator beim Bau des Kraftwerkes Paroseni - Rumänien
1960-63 Assistent und Mitarbeiter in der Forschung, Hochschule für
Bauwesen - Bukarest
1963-71 Leiter der Rechengruppe (EDV) des zentralen Planungsinstitutes
für Kommunalwirtschaft - Bukarest
1971-73 Referatsleiter, Spezialreferat DV, Ruhrgas AG - Essen
1973- Wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Medizinische
Statistik und Dokumentation der Universität Giessen
(Forschungsgruppe Phonokardiographie)

